

(12)特許協力条約に基づいて公開された国際公願

(19)世界知的所有権機関
国際事務局

10/532735

(43)国際公開日
2004年5月6日 (06.05.2004)

PCT

(10)国際公開番号
WO 2004/039133 A1

(51) 国際特許分類7: H05H 13/08, A61N 5/10

(21) 国際出願番号: PCT/JP2003/013656

(22) 国際出願日: 2003年10月24日 (24.10.2003)

(25) 国際出願の言語: 日本語

(26) 国際公開の言語: 日本語

(30) 優先権データ:
特願 2002-310412
2002年10月25日 (25.10.2002) JP

(71) 出願人(米国を除く全ての指定国について): 独立行政法人科学技術振興機構 (JAPAN SCIENCE AND TECHNOLOGY AGENCY) [JP/JP]; 〒332-0012 埼玉県川口市本町4-1-8 Saitama (JP).

(72) 発明者; および
(75) 発明者/出願人(米国についてのみ): 森義治 (MORI, Yoshiharu) [JP/JP]; 〒300-0007 茨城県土浦市板谷2-3322-32 Ibaraki (JP). 秋根康之 (AKINE, Yasuyuki) [JP/JP]; 〒305-0044 茨城県つくば市並木3-650-1 Ibaraki (JP).

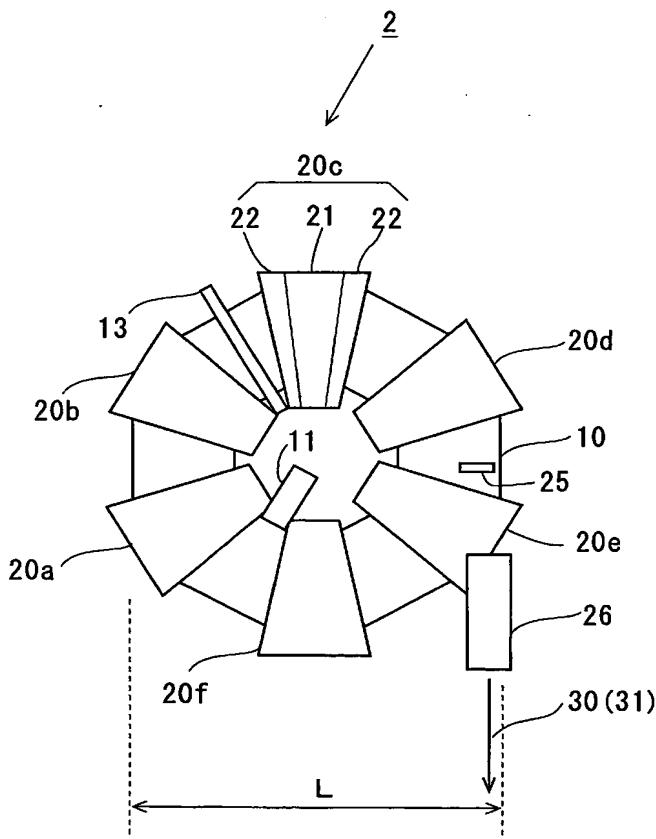
(74) 代理人: 平山一幸 (HIRAYAMA, Kazuyuki); 〒160-0022 東京都新宿区新宿2-3-10 新宿御苑ビル6階 Tokyo (JP).

(81) 指定国(国内): CA, CN, JP, KR, US.

(統葉有)

(54) Title: ELECTRON ACCELERATOR AND RADIOTHERAPY APPARATUS USING SAME

(54) 発明の名称: 電子加速器及びそれを用いた放射線治療装置



真空容器(10)へ電子ビームを入射させる電子ビーム入射部(11)と、電子ビ

(57) Abstract: A small-sized lightweight electron accelerator (2, 40, 60) providing a strong electron beam and using fixed-field strong focusing, comprising a vacuum vessel (10), an electromagnet (20) disposed in the vacuum vessel (10), an electron beam injecting unit (11) for injecting an electron beam into the vacuum vessel (10), an accelerator (13) for accelerating the electron beam, and an electron beam transporting unit (26) for transporting the accelerated electron beam from the vacuum vessel (10). The electromagnet (20) is a strong-focusing electromagnet composed of a focusing electromagnet (21) and diverging electromagnets (22) disposed on both sides of the focusing electromagnet (21), or composed of a focusing electromagnet (21) and diverging units disposed on both sides of the focusing electromagnet (21). An inner target (25) for generating X-ray radiation is disposed in the vacuum vessel (10) immediately in front of the electron beam transporting unit (26) so as to selectively take out the accelerated beam and the X-ray radiation. Thus an electron beam of 1 to 10 mA that is 10 or more times that of conventional electron beam accelerators can be produced with an accelerating voltage of 10 MeV. Consequently a radiotherapy apparatus (1) capable of applying an electron beam to a tumor tissue in a short time that is 1/10 or less of conventional ones.

(57) 要約: 電子ビーム強度が強く小型軽量な固定磁場型強収束を用いた電子加速器(2, 40, 60)で、真空容器(10)と、真空容器(10)に配設した電磁石(20)と、

(統葉有)

WO 2004/039133 A1



(84) 指定国(広域): ヨーロッパ特許(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, SI, SK, TR).

— 請求の範囲の補正の期限前の公開であり、補正書受領の際には再公開される。

添付公開書類:
— 國際調査報告書

2 文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

ームを加速する加速装置(13)と、真空容器(10)から加速された電子ビームを輸送する電子ビーム輸送部(26)とを備え、電磁石(20)が、集束電磁石(21)とその両側に設けた発散電磁石(22)からなる強収束電磁石、または、集束電磁石(21)とその両側に設けた発散部からなる強収束電磁石であり、電子ビーム輸送部(26)の直前の真空容器(10)内に、X線を発生させる内部標的(25)を配設し、加速された電子ビームとX線とを選択可能に取り出す。加速電圧10MeVで1mAから10mAという従来の10倍以上の電子ビームが得られるので、従来の1/10以下の短時間で癌組織などに電子ビーム照射ができる放射線治療装置(1)を提供できる。

明 細 書

電子加速器及びそれを用いた放射線治療装置

技術分野

本発明は、数MeV～10数MeVのエネルギーの電子線を発生させる、固定磁場型強収束による、電子加速器及びそれを用いた放射線治療装置に関するものである。

背景技術

従来例1の電子ビーム及びそれから発生させたX線を用いる癌などの放射線治療装置としては、数MeV～10数MeV程度のエネルギーに加速された線形加速器（リニアック）が、現在、主として用いられている（例えば、下記特許文献1参照）。また、線形加速器としては、マイクロトロン電子加速器が公知である（例えば、下記特許文献2参照）。

図20は、従来例1の医療用線形加速器の構成の一例を示す図である。医療用線形加速器100は、電子銃101と、加速器デバイス102と、加速器デバイス102の外部に配設される磁気屈曲装置103により構成されている。

電子銃101によって加速器デバイス102に入射された電子は、加速器デバイス102のビーム軸に沿って加速される。加速器デバイス102は、マイクロ波加速空洞から構成され、マイクロ波発振器104と、その制御回路が105が接続されている。マイクロ波発振器104は、加速器デバイス102の加速空洞に電磁界を発生させる。電子が加速器デバイス102の加速空洞を通過するときに、マイクロ波の電磁界によって焦点に合わされ加速される。このようにして加速された電子ビーム106は、射出窓107から放射され、出力電子ビーム108となり、放射線治療に利用される。

また、この出力電子ビーム108が、磁気屈曲装置103より軌道を変えられて、金またはタンクスチンのようなX線を発生させるターゲット（標的）109に照射されることで、X線ビーム110を発生させることができる。このX線ビ

ーム 110 も、放射線治療に利用される。上記加速器デバイス 102 の大きさは、電子ビームを 10 MeV に加速するために、長さが 2 m 程度必要である（例えば、下記特許文献 3 参照）。

従来例 2 の別の癌などの放射線治療装置として、重粒子線加速器がある。重粒子線加速器は、エネルギーが大きく、電子線および X 線による従来例 1 の線形加速器に比較して、癌組織に限定した照射が可能となり、正常組織に与えるダメージが小さいという利点がある（例えば、下記特許文献 4 参照）。

従来例 3 の加速器として、1953 年に日本の大河により提案された固定磁場型強収束加速器（FFGA 加速器：Fixed Field Alternating Gradient Accelerator）がある（下記非特許文献 1 参照）。FFGA 加速器は、電子ビームなどの粒子の収束に零色収差を有する、所謂、強収束電磁石を用い、従来のシンクロトロン加速器のように加速に連れて磁場を変化させる必要がなく、固定磁場でよいという特徴がある。したがって、粒子の加速を早く行うことができる。

しかしながら、FFGA 加速器は、提案当時の技術水準では強収束電磁石を実現するための精密な磁場分布の実現などが困難であり、ようやく、近年、素粒子原子核物理研究用の陽子加速用の FFAG 装置の設計と試作が行われるようになった（例えば、下記非特許文献 2、3 参照）。

また、特許文献 5 において、ベータトロン加速装置を用いた FFAG 電子加速器における騒音低減技術が開示されている。この騒音低減技術は、FFAG 電子加速器から発生する騒音に対して打ち消す音をスピーカから発生させるものであり、FFAG 電子加速器自体からの騒音を無くすものではない。

特許文献 1：特開平 10-64700 号公報（第 4 頁、図 1）

特許文献 2：特開平 07-169600 号公報（第 2～3 頁、図 1、2）

特許文献 3：特開 2001-21699 号公報（第 2 頁）

特許文献 4：特開 2002-110400 号公報（第 1～2 頁）

特許文献 5：特開 2003-159342 号公報（第 1～2 頁）

非特許文献 1：大河千広、日本物理学会年次報告、1953

非特許文献 2：Y. Mori 他 14 名, “FFAG (Fixed-field Alternating Gradi

ent) Proton Syncrotron", 1999, The 12th Symposium on Accelerator Science and Technology, pp. 81-83

非特許文献 3 : 中野 譲及びKEK FFAG グループ、「150 MeV Fixed Field Alternative Gradient (FFAG) Accelerator」2002年9月、原子核研究 Vol. 47, No. 4, pp. 91~101

従来例 1 のリニアックのビーム強度は、数 $100 \mu A$ と小さいために、癌などの放射線治療にかかる時間が長く患者に負担となったり、呼吸運動による照射野のズレが生じたり、癌組織などの患部に集中して照射することが困難である等の課題がある。このため、電子線およびX線の治療では、従来例 2 の重粒子線を使用した癌治療装置に比べて、癌組織に限定した照射が困難であり、正常組織にあたえるダメージが大きい。

さらに、従来例 1 のリニアックでは、電子を加速するマイクロ波空洞にX線を発生させるターゲットを設置すると、電子ビームを加速できないために、電子ビームは加速器から取り出すことしか用いることができない。また、従来例 1 のリニアックでは、電子ビームを加速器から取り出してX線を発生させたりするので、放射線が放射されることから使用者の健康を損なわないように放射線シールドの設置が必要で、設置に費用が掛かる。また、従来例 1 のリニアックにおいては必要な加速電圧を得るために出力電力の大きなマイクロ波発振器が必要になり、パルス動作のマイクロ波発振器しか使用できず、連続運転ができない。

一方、従来例 2 の重粒子線を用いた癌などの放射線治療装置は、加速器の長さが、電子線加速器の 2 ~ 数 m に対して 10 m ~ 数 10 m もあり、重量も 100 トンを越す。また、コストが電子線加速器の 100 倍もかかり、一般の病院に簡単に設置できないという課題がある。

さらに、従来技術による加速装置には、極めて高い周波数 (数 GHz) の m 単位の大きな高周波空洞が必要である。従って、極めて高度で高精度の加工技術が要求され、製造コストが高くなるという課題がある。

従来例 3 の FFAG 加速器においては、従来例 1 及び 2 の加速器に対してビーム電流が大きく、速い繰り返しのできる加速器であるが、現状においては、放射線治療装置に必要な 10 数 MeV 程度の加速電圧を有し、一般の病院に簡単に設

置できるような加速器は未だ実現されていないことと、加速器に使用する加速装置などから可聴周波数の騒音が発生するなどの課題がある。

発明の開示

本発明は、以上の点に鑑み、電子ビーム強度が強く小型軽量な固定磁場型強収束を用いた電子加速器と、短時間で癌組織などに電子ビーム照射ができる、固定磁場型強収束電子加速器を用いた放射線治療装置を提供することを目的としている。

上記の目的を達成するため、本発明の電子加速器は、真空容器と、この真空容器内または真空容器外に配設される電磁石と、真空容器へ電子ビームを入射させる電子ビーム入射部と、電子ビームを加速する加速装置と、真空容器から加速された電子ビームを輸送する電子ビーム輸送部と、を備えた固定磁場型強収束電子加速器であって、電磁石が強収束電磁石であり、この強収束電磁石は、集束電磁石及び集束電磁石の両側に設けられた発散電磁石からなるか、または、集束電磁石及び集束電磁石の両側に設けられた発散部からなっており、電子ビーム輸送部の直前の真空容器内にX線を発生させる内部標的を配設し、加速された電子ビームとX線とを選択可能に取り出せることを特徴とする。

上記構成において電子ビーム入射部は、好ましくは、電子銃と、電子銃から発生された電子ビームの軌道を変えて真空容器へ入射させる電磁石を備えている。電子ビーム輸送部は、好ましくは、真空容器外へ電子ビームの軌道を変える電磁石又は収束レンズを備え、電子ビーム輸送部を通過する電子ビーム又はX線が走査される。また、加速装置は、高周波加速方式又は誘導加速方式であり、連続出力又はパルスの発振器を少なくとも備えていれば好適である。

上記構成によれば、電子ビームが、強集束電磁石と、高周波などを用いた加速装置により効率よく加速されることで、従来のリニアックなどの電子加速器に比べて、およそ10倍以上の電子ビームとこの電子ビームによるX線とを選択可能に発生する固定磁場型強収束電子加速器が提供される。また、連続出力またはパルス出力で、低出力の高周波発振器を加速装置として用いることができるので、小型、軽量及び低コストで製作できる。

また、本発明の電子加速器は、真空容器と、この真空容器内または真空容器外に配設される電磁石と、真空容器へ電子ビームを入射させる電子ビーム入射部と、電子ビームを加速する加速装置と、真空容器内の加速された電子ビーム取り出し用電磁石と、真空容器から加速された電子ビームを輸送する電子ビーム輸送部と、と備えた固定磁場型強収束電子加速器であって、電磁石は強収束電磁石であり、この強収束電磁石は、集束電磁石及び集束電磁石の両側に設けられた発散電磁石からなるか、または、集束電磁石及び集束電磁石の両側に設けられた発散部からなっており、電子ビーム輸送部から出射した電子ビームが走査されることを特徴とする。

上記構成において、好ましくは、加速された電子ビーム輸送部の直前の真空容器内に、X線を発生させる内部標的を配設し、加速された電子ビームとX線とを選択可能に取り出せる。好ましくは、電子ビーム又はX線は、少なくともピンホールスリットを含む走査部により走査される。

上記構成によれば、従来のリニアックなどの電子加速器に比べて、おおよそ10倍以上の電子ビームとこの電子ビームにより発生したX線が得られ、さらに電子ビーム又はX線が走査できる固定磁場型強収束電子加速器が提供される。また、連続出力又はパルス出力で、低出力の高周波発振器を加速装置として用いることができるので、小型、軽量及び低コストで製作できる。

上記構成において、好ましくは、電子ビーム輸送部は真空容器外へ電子ビームの軌道を変えるセプタム電磁石又は収束レンズからなり、真空容器内の強収束用電磁石の電子ビーム出射部の近傍に第1の電子ビーム軌道補正用電磁石が配設されている。好ましくは、第1の電子ビーム軌道補正用電磁石は、セプタム電磁石または収束レンズに対して、電子ビーム位相空間において $\pi/2$ ラジアン遅れる位置に配設されている。上記構成によれば、第1の電子ビーム軌道補正用電磁石を備えることにより、より強度の強い電子ビームを得ることができる。

上記構成において、好ましくは、強収束用電磁石の電子ビーム入射部の近傍に、第2の電子ビーム軌道補正用電磁石が配置され、第2の電子ビーム軌道補正用電磁石が、第1の電子ビーム軌道補正用電磁石とともに、電子ビームの軌道を調整する。第1及び第2の電子ビーム軌道補正用電磁石は、好ましくは、電子ビ

ム位相空間において $n\pi$ ラジアン（ここで n は、整数）の関係となる位置に配設される。この構成によれば、さらに第 2 の電子ビーム軌道補正用電磁石を備えることにより、より強度の強い電子ビームを得ることができる。

上記構成において、好ましくは、強収束用電磁石を構成する電磁石の巻線部は分割巻線構造であり、分割巻線部のそれぞれの電流が、所定の磁場分布となるように駆動制御される。この構成によれば、強収束電磁石を分割巻線構造の電磁石として、各巻線部の電流を駆動制御することで磁場分布を調整でき、より強度の強い連続電子ビームが得られる。

また、本発明の電子加速器は、真空容器と、この真空容器内または真空容器外に配設される電磁石と、真空容器へ電子ビームを入射させる電子ビーム入射部と、電子ビームを加速する加速装置と、真空容器内の加速された電子ビーム取り出し用電磁石と、真空容器から加速された電子ビームを輸送する電子ビーム輸送部と、を備えた固定磁場型強収束電子加速器であって、電磁石が強収束電磁石であり、この強収束電磁石が、集束電磁石及び集束電磁石の両側に設けられた発散電磁石からなるか、または、集束電磁石及び集束電磁石の両側に設けられた発散部からなっており、強収束用電磁石を構成する電磁石の巻線部が分割巻線構造であり、分割巻線部のそれぞれの電流が、所定の磁場分布となるように駆動制御されることを特徴とする。

上記構成において、好ましくは、分割巻線部の各部の電流は、各巻線部に並列に接続される抵抗により制御されか、各巻線部に接続される電流源により制御される。

上記構成によれば、強収束電磁石が分割巻線構造であるので、各巻線部の電流を最適な磁場分布とすることができます、より強度の強い電子ビームが得られる。電磁石を直流駆動し、加速装置が可聴周波数以上の高周波発振器を用いることができるので、電子加速器から騒音が発生しない。

また、本発明の電子加速器を用いた放射線治療装置は、電子線又はX線を選択可能に発生させる電子加速器と、照射ヘッドと、支持部と、被治療者を載せる治療台と、から構成され、上記電子加速器が、固定磁場型強収束電子加速器であることを特徴とする。この構成によれば、固定磁場型強収束電子加速器を用いるの

で、電子ビーム強度がおよそ10倍以上強く、走査などが容易にできるから、癌などの組織に照射する時間が十分の一以下に短縮できる。また、小型軽量であり、騒音が発生せず低コストなので、一般の病院においても設置することができる。

図面の簡単な説明

本発明は、以下の詳細な説明及び本発明の実施の形態を示す添付図面に基づいて、より良く理解されるものとなろう。なお、添付図面に示す実施の形態は本発明を特定又は限定することを意図するものではなく、単に本発明の説明及び理解を容易とするためだけに記載されたものである。

図中、

図1は、本発明による固定磁場型強収束電子加速器を用いた癌などの治療に用いる放射線治療装置の一実施形態の構成を示す外観図である。

図2は、本発明の固定磁場型強収束電子加速器の概略構成を示す図である。

図3は、電子ビーム入射部の構成を示す概略図である。

図4は、電磁石の構成例を示す斜視図である。

図5は、電磁石の構成例を示す図4の変形例の斜視図である。

図6は、電子ビーム輸送部の構成を示す平面図である。

図7は、本発明の固定磁場型強収束電子加速器から発生される電子ビーム軌道の概略を示す図である。

図8は、本発明の固定磁場強収束電子加速器において、電子を10MeVまで加速するビーム軌道計算を示す図である。

図9は、本発明に係る第2の実施の形態による固定磁場型強収束電子加速器の構成を示す側面から見た模式図である。

図10は、第1の電子ビーム軌道補正用電磁石による電子ビーム軌道の補正を模式的に示す図である。

図11は、第1及び第2の電子ビーム軌道補正用電磁石による電子ビーム軌道の補正を模式的に示す図である。

図12は、図11における位相空間での電子ビーム軌道シミュレーションを示

す図である。

図13は、図9のビーム走査部の構成であるスポット走査を模式的に示す斜視図である。

図14は、図9のビーム走査部の別の構成である電子走査を模式的に示す斜視図である。

図15は、本発明に係る第3の実施の形態による固定磁場型強収束電子加速器の構成を示す側面から見た模式図である。

図16は、第3の実施の形態に用いる電磁石の構成を示し、(a)は電磁石の平面を示す平面図、(b)は電磁石の巻線部の構成を示す断面図である。

図17は、図16に示す電磁石の励磁方法を示す図である。

図18は、図16に示す電磁石の別の励磁方法を示す図である。

図19は、図16に示す電磁石の磁束密度分布を模式的に示す図である。

図20は、従来の医療用線形加速器の構成の一例を示す図である。

発明を実施するための最良の形態

以下、図面に示した実施形態に基づいて、本発明を詳細に説明する。

図1及び図2は、本発明による固定磁場型強収束電子加速器を用いた癌などの治療に用いる放射線治療装置の一実施形態の構成を示す外観図及び固定磁場型強収束電子加速器の構成を示す側面から見た模式図である。

図1において、固定磁場型強収束電子加速器を用いた放射線治療装置1は、電子を加速する固定磁場型強収束電子加速器2と、固定磁場型強収束電子加速器2を支持する支持部3と、被治療者を載せる治療台4と、から構成されている。

固定磁場型強収束電子加速器2の治療台4側の部分2aは、後述する電子ビーム輸送部26が内部に収容されている電子ビーム輸送部分であり、電子ビーム輸送部26の先端が、電子ビームまたは電子ビームを用いて発生させたX線を被治療者に照射するための照射ヘッド2bとなっている。固定磁場型強収束電子加速器2は、被治療者へ任意の角度で照射できるように支持部3に、回転可動に支持されている(図1の矢印参照)。

次に、固定磁場型強収束電子加速器2について説明する。

図2において、固定磁場型強収束電子加速器2は、真空容器10と、電子ビーム入射部11と、電磁石20(20a～20f)と、加速装置13と、電子ビーム輸送部26と、から構成されている。真空容器10は、真空にされるリング状の中空容器である。電子ビーム入射部11は、電子銃などから構成されている。電磁石20は、真空容器10を周回するように配設されている固定磁場を発生させる電磁石であり、各電磁石20は、集束電磁石21の両側に発散電磁石22を備えている。なお、図2では、電磁石の下側半分しか示していないが、その上側にも、同じ構造の電磁石が正対するように配設されている。

ここで、電磁石20は、真空容器内に配設することができる。また、真空容器が非磁性材料である場合には、電磁石20を真空容器外に配設して、真空容器内に磁場分布を形成する構造にしてもよい。非磁性材料としては、Al(アルミニウム)などを使用することができる。また、真空容器10のおおよその幅をLで示しているが、10MeVの加速電圧を得るためのLは、約1mである。

次に、電子ビーム入射部11について説明する。図3は電子ビーム入射部11の構成を示す概略図である。図3において、電子ビーム入射部11は電子銃14とキッカーマグネット15とを備えている。電子銃14から発生された電子は、キッカーマグネット15により軌道が真空容器10内へ曲げられて、入射電子ビーム16となる。

次に、電磁石20について説明する。ここで使用する電磁石20は、本発明者の平成13年10月31日出願の特願2001-334461号に開示した電磁石などが使用できる。図4は上記電磁石の構成例を示す斜視図である。図示するように、電磁石20は、集束電磁石21の両側に発散電磁石22を有する強収束電磁石を備えている。図4において上方が電磁石20の真空容器10の外周側で、下方が電磁石20の真空容器10の内周側である。集束電磁石21と発散電磁石22には、それぞれコイル23aとコイル23bが巻回されている。

そして、集束電磁石21と発散電磁石22のコイル23aと23bには、直流で一定の磁場、即ち、固定磁場を発生するように電圧と電流が印加され、磁場の方向は互いに反対向きとなっている。図中の矢印21a, 22aは、それぞれ集束電磁石21と発散電磁石22の磁場の方向を示している。

ここで、集束電磁石 2 1 及び発散電磁石 2 2 で発生させた磁束は、それぞれ、発散電磁石 2 2 及び集束電磁石 2 1 に直接戻す、所謂、正と逆磁場の閉じた磁気回路を形成する。従って、従来、磁気回路を構成するために不可欠とされたリターンヨークを使用する必要がなくなり、電子ビームの入射と取り出しが容易になる。この電磁石 2 0 は、磁場強度の一例として、0.5 T (テスラ) 程度の磁束密度が得られる。また、電磁石 2 0 として、超伝導磁石を使用してもよい。さらに、電磁石 2 0 は、集束電磁石 2 1 の両側に設けられる発散端部を備えることにより、強収束電磁石としてもよい。

図 5 は、電磁石の別の構成例を示す斜視図である。図示するように、電磁石 2 0' は、図 4 の電磁石 2 0 にさらに、磁気回路を形成するシャントヨーク 2 4 が、電磁石 2 0' の上部と下部に配設されている。他の構成は、図 4 と同じであるので説明は省略する。

これにより、発散電磁石 2 2 のリターンフラックスの一部は、磁気回路となるシャントヨーク 2 4 に流れるので、発散電磁石 2 2 から生じる発散磁場強度の大きさを自在に調整することが可能になり、発散軌道の調整が容易となる。

なお、上記電磁石はあくまでも構成例の一例であり、他の構成とすることもできる。例えば、シャントヨーク 2 4 は、発散磁場強度に応じて、上下の何れか 1 つとしてもよい。また、発散電磁石 2 2 のコイル 2 3 b を省略して、集束電磁石 2 1 からの磁場により誘起される磁場、または、端部形状により誘起される発散磁場を使用してもよい。

次に、電磁石の作用について説明する。

図 2 でも説明したように、図 4 において電磁石の一個しか示していないが、同じ構造の電磁石が正対するように図右側 (図示せず) に配設されている。従って、図 5 において電磁石 2 0 の固定磁場に垂直に入射する点線で示す入射電子ビーム 1 6 は、点線のように、発散、収束、発散という軌道になる。ここで、図 2 では電磁石 2 0 (2 0 a ~ 2 0 f) が真空容器 1 0 内に 6 個配置される例を示しているが、後述するように電子ビームが電磁石 2 0 による固定磁場分布の中を順次通過させられて、真空容器 1 0 内を周回する。これにより、電磁石 2 0 により形成される固定磁場分布により、電子ビームが真空容器 1 0 内において収束性よく

周回させることができる。この作用を固定磁場型強収束と呼ぶ。

次に、加速装置 13 について説明する。電子ビームを加速するための加速装置 13 は、図 2 において電磁石 20b と電磁石 20c の間に設けられている。加速装置 13 は、高周波発振器とその制御装置などから構成されている。この加速装置 13 は、電子ビームを加速する高周波エネルギーを加えるアンテナやコイルなどのエネルギー供給手段だけが真空容器内に配設されればよく、他の高周波発振器とその制御装置あるいは電源などは真空容器外に設置してもよい。この際、電子ビームが、高周波加速方式あるいは誘導加速方式を用いた加速装置 13 で加速される。高周波発振器を用いた加速装置 13 の場合、周波数が 5 MHz～数 100 MHz で電力として 500 kW の場合に、加速電圧は数 10 kV が得られる。ここで、高周波発振器として、連続動作またはパルス動作の発振器が使用できる。また、加速装置 13 の周波数を可聴周波数以上とすれば、騒音が発生しないようにすることができる。

次に、電子ビーム輸送部 26 について説明する。図 6 は、電子ビーム輸送部 26 の構成を示す平面図である。図示するように、10 MeV～15 MeV に加速された電子ビーム 27 が、電子ビーム輸送部 26 に入射される。この電子ビーム 27 の加速器外部への取り出しが、セプタム電極、セプタム磁石、キッカー磁石 28 のいずれかと、収束レンズ 29 と、を用いて行われる。

次に、本発明の、固定磁場型強収束電子加速器の電子ビーム軌道について説明する。

図 7 は、本発明の固定磁場型強収束電子加速器から発生される電子ビーム軌道の概略を示す図である。図示するように、電子ビーム入射部 11 からの入射電子ビーム 16 が真空容器 10 内に入射する。入射電子ビーム 16 は、電磁石 20 によって真空容器 10 内を加速装置 13 により加速されながら、所定の加速電圧になるまで周回する。図中の点線は電子ビーム 16 の模式的な軌道を示している。入射電子ビーム 16 が真空容器 10 を一周し、二周目の電子ビーム 17 となる。図示するように、電子ビーム 16, 17 の軌道はほぼ同心円状となり、電子ビームエネルギーの増加とともに、直径は僅かずつに大きくなり、所定の加速電圧まで加速される。電子ビーム 18 は、所定の加速電圧となった電子ビームである。

従って、加速電子ビーム軌道と、最高エネルギーでの電子ビーム軌道が空間的に分離しているので、真空容器 10 内に、X線 31 の発生のために用いる内部標的 25 を設置することが容易となる。

電子ビーム 27 と X線とを選択可能に外部に取り出す方法として、電子ビーム 27 を外部に取り出す場合には、内部標的 25 を電子ビーム 27 により照射されない位置に移動し、電子ビーム 27 を電子ビーム輸送部 26 に入射させればよい。これに対して、X線を外部に取り出す場合には、X線を発生させるときだけ内部標的 25 を真空容器 10 内で移動し、電子ビーム 27 を内部標的 25 に照射してX線を発生させればよい。

このようにして、10 MeV～15 MeVに加速された電子ビーム 27 は、真空容器 10 から取り出されて利用される場合と、内部標的 25 によりX線 31 に変換されて利用される場合の双方が可能である。

図 8 は、本発明の固定磁場強収束電子加速器において、電子を 10 MeVまで加速するビーム軌道計算を示す図である。図の水平及び垂直のベータトロンチューンは、電子ビームが真空容器 10 中を収束、発散を繰り返して振動運動を行う際の、閉軌道のまわりを 1 周する時の振動数である。この振動数は、電子ビームが真空容器 10 を 1 周するときの電子ビームの水平方向と垂直方向の振動数である。

この結果から、ビーム入射と加速されたビーム出射で、水平と垂直両方向のベータトロンチューンが加速エネルギーで大きく変化せず、電子ビームがよく収束していることが分かる。これにより、電磁石 20 による固定磁場分布により、電子ビームが加速されてもビームの収束性が加速エネルギーと共にあまり変化しない、所謂、零色収差形状を有していることが分かる。また、ビームの収束性がエネルギーに依存する非零色収差形状の場合も、ビームの加速速度が極めて速い場合にはビーム加速が可能である。

また、本発明発明の固定磁場型強収束電子加速器 2 では、時間的に変化しない固定磁場を用いるので、磁場強度が時間的に変化する通常の加速器に比較して、極めて高繰り返し加速が可能である。

次に、本発明の固定磁場型強収束電子加速器の動作について説明する。

本発明の固定磁場型強収束電子加速器2は、最初に、電子銃14により生成された電子ビーム16が、電子ビーム入射部11により真空容器10内に入射される。入射した電子ビーム16は、電磁石20の固定磁場分布による強収束作用によって電子ビームの発散を防がれ、さらに、真空容器10内の電子ビームの軌道上に配置した加速装置13により電子ビームが加速される。加速装置13により加速された電子ビームは、さらに電磁石20の固定磁場によって、真空容器10内を概略リング状に、おおよそ100～1000回周回しながら周回毎に加速装置13により加速される。

このようにして、入射した電子ビーム16は、所望の加速電圧に達するまで徐々に加速電圧が高められる。所定の加速電圧まで加速された電子ビーム27は、電子ビーム輸送部26において、軌道が外部に曲げられる。これにより、電子ビーム30を外部に取り出すことができる。

また、本発明の固定磁場型強収束電子加速器2においては、電子ビーム軌道位置が、電子ビームエネルギーの増加と共に、真空容器10の外周側に僅かに大きくなるので、入射電子ビーム16の軌道と、最高エネルギーでの電子ビーム軌道18が空間的に分離している。これにより、電子ビームを真空容器10外に取り出すことと、真空容器10内にX線31の発生のために用いる内部標的25を設置することの何れも容易となる。即ち、電子ビーム27は、真空容器10から取り出されて利用される場合と内部標的25によりX線31に変換され利用される場合の双方が可能である。

次に、本発明の固定磁場型強収束電子加速器の特徴について説明する。

固定磁場型強収束電子加速器に用いる電磁石20は固定磁場型であり、高繰り返し加速が可能であるので、従来の直線型加速器のように非常に高い加速電場を必要としない。

また、本発明の固定磁場型強収束電子加速器の電子ビーム加速効率（デューティファクター）は、数10%以上の高効率が得られる。これに対して、従来の直線加速器では、電子ビーム強度が弱いので、一般に数%の効率である。

ここで、電子ビーム加速効率は、電子ビームパワー（＝電子ビームエネルギー×電子ビーム電流）を電子ビーム加速に要する電力（＝高周波加速もしくは誘導

加速での電力)で割った値である。これにより、従来の電子加速器に比し、10倍以上の1mAから10mAの電子ビーム強度及びこの電子ビームによるX線が得られる。

また、本発明の固定磁場型強収束電子加速器2は、従来の加速装置で使用されている極めて高い数GHzというマイクロ波帯の周波数を用いた発振器を使用しないので、高度な技術が要求され、かつコストの高い高周波空洞が不要である。本発明の固定磁場型強収束電子加速器2に用いる加速装置13は、電子ビームを電磁石20により収束させながら多数回周回させながら加速するので、1回当たりの加速電圧を低くしても、所定の加速電圧に加速できる。また、極めて低周波数で(数kHz～数十MHz)連続動作の低出力の高周波発振器の使用ができるので、低コストである。従って、電子ビーム強度が10倍以上の1mA～10mAでありながら、装置の大きさは従来と同程度であるので、従来の電子ビーム加速器と同程度のコストで製造できる。

次に、本発明の固定磁場型強収束電子加速器に係る第2の実施の形態を説明する。

図9は、本発明に係る第2の実施の形態による固定磁場型強収束電子加速器の構成を示す側面から見た模式図である。第2の実施の形態による固定磁場型強収束電子加速器40では、第1の電子ビーム軌道補正用電磁石41と、第2の電子ビーム軌道補正用電磁石42と、ピーム走査部43と、を備え、かつ、電磁石20aから20eを直流で駆動するよう構成している点が、図7に示す固定磁場型強収束電子加速器2と異なる。27'は最高エネルギーである10MeV～15MeVに加速された電子ビームを示している。他の構成は、図7と同じ構成であるので説明は省略する。

第1の電子ビーム軌道補正用電磁石41は、真空容器10内の内部標的25と電磁石20eの間に挿入され、電子ビーム軌道16, 17, 18の補正に用いられる。同様に、第2の電子ビーム軌道補正用電磁石42は真空容器10内に配設され、電子ビーム入射部11に対向する位置に設けられる。ここで、第1及び第2の電子ビーム軌道補正用電磁石41, 42は、窓無し電磁石を用いることができる。また、第1の電子ビーム軌道補正用電磁石41だけでも、電子ビーム

ム軌道を補正し電子ビームを出射することができる。

先ず、第1の電子ビーム軌道補正用電磁石による電子ビーム軌道の補正について説明する。

図10は、第1の電子ビーム軌道補正用電磁石41による電子ビーム軌道の補正を模式的に示す図である。第1の電子ビーム軌道補正用電磁石41は、電子ビーム輸送部26に配設されているセプタム電極またはセプタム電磁石28に対して、電子ビーム位相空間で $\pi/2$ ラジアン遅れる位置に配設されている。図中の線は所定の加速電圧となった電子ビーム18と、所定の加速電圧になる最近接の電子ビーム17'を示している。電子ビーム18の点線部18'は、セプタム電極または電磁石28のない場合の電子ビームの軌道を示している。図から明らかなように、セプタム電極または電磁石28は第1の電子ビーム軌道補正用電磁石41に対して電子ビーム位相空間で $\pi/2$ ラジアン進む位置に配設されているので、所定の加速電圧となった電子ビーム18が、セプタム電極または電磁石28に入射されて最も効率よく軌道修正されて電子ビーム46となり、ビーム走査部43に出射される。第1の電子ビーム軌道補正用電磁石41を設けることによって、電子ビーム軌道の補正及びビーム出射を効率良く行うことができる。

図11は、第1及び第2の第1の電子ビーム軌道補正用電磁石41, 42による電子ビーム軌道の補正を模式的に示す図である。第1及び第2の電子ビーム軌道補正用電磁石41, 42は、電子ビーム位相空間で180度の整数倍($n\pi$ ラジアン、ここでnは整数)となるように配置されている。図から明らかなように、セプタム電極またはセプタム電磁石28に対して、第1及び第2の電子ビーム軌道補正用電磁石41, 42が、電子ビーム位相空間で180度の整数倍に配設されているので、所定の加速電圧となった電子ビーム18が、セプタム電極またはセプタム電磁石28に入射されて最も効率よく軌道修正されて電子ビーム47となる。ビーム走査部43に出射される。

図12は、図11における位相空間での電子ビーム軌道シミュレーションを示す図である。図において、横軸は半径方向の距離R(mm)を示し、縦軸は位相角度(mrad)を示している。図から明らかなように、R=1000mm、即ち、1mよりも大きくなると急激に位相角度が増大し、電子ビームが取り出され

ることが分かる。これにより、第1の電子ビーム軌道補正用電磁石41、または、第1及び第2の電子ビーム軌道補正用電磁石41, 42を設けることで、電子ビーム軌道の補正及びビーム出射が精度よく行われることが分かる。

次に、ビーム走査部について説明する。ビーム走査部43は電子ビーム又はX線27'を、これらのビーム27'の直進方向の垂直平面(XY平面とする)で任意の方向の移動、即ち走査を行う領域である。図13は、図9のビーム走査部の構成であるスポット走査を模式的に示す斜視図である。図示するように、電子ビームまたはX線27'は、レンズ50, 51によりそのビーム径が拡大され、ピンホールスリット52が図示するX, Y方向に走査されることにより、走査された電子ビームまたはX線44が得られる。

図14は図9のビーム走査部の別の構成である電子走査を模式的に示す斜視図である。図14において、電子ビーム27'は、静電レンズまたは電磁レンズあるいはこれらの組合せからなるレンズ53, 54の図示しない駆動回路により、電子ビームが、図示するX, Y方向に走査される。これにより、本発明の固定磁場型強収束電子加速器40によれば、電子ビームまたはX線27'はスポット走査により走査でき、また、電子ビーム単体は電子走査により、高速かつ効率的に走査することができる。

以上のことから、本発明の固定磁場型強収束電子加速器40によれば、電子ビームの軌道補正ができ、電子ビーム又はX線の取り出しが、連続的に、かつ、効率良く行われる。また、ビーム走査部により、電子ビームまたはX線の走査ができる。

次に、本発明の固定磁場型強収束電子加速器に係る第3の実施の形態を説明する。

図15は、本発明に係る第3の実施の形態による固定磁場型強収束電子加速器の構成を示す側面から見た模式図である。図示する固定磁場型強収束電子加速器60が電磁石62を備えている点が、図9に示す固定磁場型強収束電子加速器40と異なる。他の構成は、図9と同じ構成であるので説明は省略する。電磁石62は、真空容器10内に6個(62a～62f)配設されている。

図16は、第3の実施の形態に用いる電磁石60の構成を示し、(a)は電磁

石の平面図、(b)は電磁石の巻線部の構成を示す断面図である。図16(a)に示すように、電磁石62aは、電気磁石20aと同様に、収束電磁石63の両側に発散電磁石64を有している強収束電磁石である。図16(b)に示すように、収束電磁石63及び発散電磁石64は、巻線部を複数のブロックに分割した構造を有している。図示の場合、収束電磁石63及び発散電磁石64は、ともに5分割の場合を示しているが、巻線部の分割数は5分割に限らず、目的とする磁場分布の形状に応じて適宜設定すればよい。

図17は図16に示す電磁石の励磁方法を示す図である。図示するように、5分割された発散電磁石コイルの巻線部64a～64eには、電流調整用のシャント抵抗66a～66eがそれぞれ並列に接続している。シャント抵抗の値は、シャント抵抗66aがr0、シャント抵抗66bがr0の抵抗を2本並列接続するというように並列数を増加させている。巻線の両端部64g, 64hが電流源68により定電流駆動される。収束電磁石63も同様の構成である。したがって、巻線部64a～64eのそれぞれに流れる電流I1～I5が変化するので、それに伴い、各巻線部64a～64eから生じる磁束密度が変化し、発散電磁石64の磁束密度分布を制御することができる。収束電磁石63も同様に制御することにより、発散電磁石と収束電磁石からなる電磁石62aの磁束密度分布を最適となるように制御することができる。

図18は図16に示す電磁石の別の励磁方法を示す図である。図示のように、5分割された発散電磁石コイルの巻線部64a～64eは、それぞれ独立に電流源70～74より定電流駆動される。各コイル巻線部64a～64eには、それぞれI1～I5の電流を流すことができる。したがって、各巻線部から生じる磁束密度が変化し、発散電磁石64の磁束密度分布を制御することができる。収束電磁石63も同様に制御することにより、発散電磁石と収束電磁石からなる電磁石62aの磁束密度分布を最適となるように制御できる。

図19は図16に示す電磁石の磁束密度分布を模式的に示す図である。図において、横軸は真空容器10の水平面の径方向距離を、縦軸は磁束密度を示している。図19から明らかなように、電磁石62aのコイル巻線部64a～64eを独立に調整することにより、径方向の磁場分布を $B = B_0 (r/r_0)^k$ となる

ように調整することができる。ここで、 B_0 は入射軌道上の磁場強度、 r_0 は入射軌道半径であり（図15参照）、 k は磁場係数（field index）である。電磁石の62aのコイルの巻線部64a～64eを調整することで、磁場係数 k を任意に変えることができる。したがって、径方向の磁場分布を電子の軌道の収束が最適になるようにすることで、電子ビームの零色収差形状を容易に実現できるようになり、電子ビーム強度を増大させることができるとともに、電子ビームエネルギーの変更を容易に行うことができるようになる。

これにより、本発明の固定磁場型強収束電子加速器60において、電子ビームの収束状態の最適化が図れるので、電子ビーム強度を増大させることができる。また、電子ビームエネルギーの変更を容易に行うことができる。

次に、本発明の固定磁場型強収束電子加速器を用いた放射線治療装置の特徴について説明する。

本発明の固定磁場型強収束電子加速器を用いた放射線治療装置1では、加速電圧が10MeV～15MeVで、電流1mA～10mAが得られ、従来の10倍以上であるので照射時間が極めて短縮される。例えば、従来例1の電子ビーム加速器は、被治療者の癌などの患部に5Gy（グレイ：吸収線量の単位で、1Gy = 100rad）程度の線量を照射するのに数分程度かかっていたが、本装置では10秒程度で済む。さらに、電子ビームの短時間照射や電子ビームの走査が可能であることから、被治療者の呼吸運動による電子ビームやX線の照射野のズレの問題が生じないので、従来の電子ビーム加速器では困難であった呼吸を短時間止めた状態で電子ビーム照射を行う、所謂息止め照射が可能となる。

また、本発明の固定磁場型強収束電子加速器を用いた放射線治療装置1は、重量が約1トンと軽いので、固定磁場型強収束電子加速器2, 40, 60を回転させることで、被治療者へ多方向からの照射を短時間で行える。従って、正常組織への放射線損傷を軽減することができる。

また、本発明の固定磁場型強収束電子加速器の放射線治療装置1に用いる固定磁場型強収束電子加速器2, 40, 60は、ビーム加速において原理的に極めて安定なビーム収束及び加速方式であるので、操作が容易でかつ調整作業も特に必要とせず、専門家でなくとも十分使用できる。

また、固定磁場型強収束電子加速器 2, 40, 60 の電子ビーム軌道は電磁石 20 で大部分覆われているので、放射線シールドとしての効果がある。これにより、本発明の固定磁場型強収束電子加速器を用いた放射線治療装置 1 においては、設置場所での放射線防護に要するコストを軽減できる。

以上のように、本発明の固定磁場型強収束電子加速器を用いた放射線治療装置により癌などの治療を行えば、被治療者の患部への照射時間の大幅な短縮と、被治療者へ息止め照射を用いた照射野のズレの防止が可能となり、さらに、多方向照射による照射部位の限定と正常組織への放射線損傷の減少等が実現できる。また、本発明の固定磁場型強収束電子加速器を用いた放射線治療装置は小型軽量であり、騒音の発生もなく、低コストで製造できるので、一般の病院に容易に設置することができる。

本発明は、上記実施例に限定されることなく、特許請求の範囲に記載した発明の範囲内で種々の変形が可能であり、それらも本発明の範囲内に含まれることはいうまでもない。例えば、上記実施の形態において、電子ビームの入射部と電子ビーム輸送部、電磁石の構成や数などは、加速電圧や電子ビーム電流に合わせて適宜変更できる。

産業上の利用可能性

本発明の固定磁場型強収束電子加速器によれば、加速電圧が 10 MeV ~ 15 MeV において、1 ~ 1.0 mA という、従来の電子ビーム加速器の 10 倍以上の高強度の電子ビーム電流を得ることができるとともに、この電子ビームによる X 線を選択可能に発生させることができる。また、本装置は小型軽量であり、低コストで製造することができる。

また、本発明の固定磁場型強収束電子加速器を用いた放射線治療装置は、従来の電子ビーム加速器の 10 倍以上の高強度の電子ビーム電流が得られ、癌などの治療時間の大幅な短縮等が可能となり、被治療者への負担を軽減できる。

また、従来の電子ビームを用いた癌などの放射線治療装置では不可能であった被治療者の癌患部などへ限定した大線量率で短時間の照射と、息止め照射による照射位置のズレの除去と、多方向照射による正常組織への放射線損傷の低減がで

きるので、重粒子線による癌治療装置などと同等の先端的癌治療が実現できる。さらに、本発明の固定磁場型強収束電子加速器は、直 径 1 m 程度で小型に構成でき、重粒子線を用いた癌治療装置の 1 / 1 0 0 程度のコストで製造できるので、一般の病院でも容易に設置できるという有利な効果が奏される。

請求の範囲

1. 真空容器と、

この真空容器内または真空容器外に配設される電磁石と、
上記真空容器へ電子ビームを入射させる電子ビーム入射部と、
上記電子ビームを加速する加速装置と、
上記真空容器から加速された電子ビームを輸送する電子ビーム輸送部と、
を備えた固定磁場型強収束電子加速器であって、

上記電磁石が強収束電磁石であり、この強収束電磁石は、集束電磁石及び該集束電磁石の両側に設けられた発散電磁石からなるか、または、集束電磁石及び該集束電磁石の両側に設けられた発散部からなり、

上記電子ビーム輸送部の直前の真空容器内に、X線を発生させる内部標的を配設し、上記加速された電子ビームと上記X線とを選択可能に取り出せることを特徴とする、電子加速器。

2. 前記電子ビーム入射部が、電子銃と、電子銃から発生された電子ビームの軌道を変えて前記真空容器へ入射させる電磁石を備えたことを特徴とする、請求項1に記載の電子加速器。

3. 前記電子ビーム輸送部が、前記真空容器外へ電子ビームの軌道を変える電磁石又は収束レンズを備え、前記電子ビーム輸送部を通過する電子ビーム又は前記X線が走査されることを特徴とする、請求項1に記載の電子加速器。

4. 前記加速装置が、高周波加速方式又は誘導加速方式であり、連続出力又はパルスマの発振器を少なくとも備えていることを特徴とする、請求項1～3のいずれかに記載の電子加速器。

5. 真空容器と、

この真空容器内または真空容器外に配設される電磁石と、

上記真空容器へ電子ビームを入射させる電子ビーム入射部と、
上記電子ビームを加速する加速装置と、
上記真空容器内の加速された電子ビーム取り出し用電磁石と、
上記真空容器から加速された電子ビームを輸送する電子ビーム輸送部と、
を備えた固定磁場型強収束電子加速器であって、

上記電磁石が強収束電磁石であり、この強収束電磁石は、集束電磁石及び該集束電磁石の両側に設けられた発散電磁石からなるか、または、集束電磁石及び該集束電磁石の両側に設けられた発散部からなり、

上記電子ビーム輸送部から出射した電子ビームが走査されることを特徴とする
、電子加速器。

6. 前記加速された電子ビーム輸送部の直前の真空容器内に、X線を発生させる内部標的を配設し、前記加速された電子ビームと上記X線とを選択可能に取り出せることを特徴とする、請求項5に記載の電子加速器。

7. 前記電子ビーム又はX線が、少なくともピンホールスリットを含む走査部により走査されることを特徴とする、請求項5又は6に記載の電子加速器。

8. 前記電子ビーム輸送部が、前記真空容器外へ電子ビームの軌道を変えるセプタム電磁石又は収束レンズからなり、前記強収束用電磁石の電子ビーム出射部の近傍に第1の電子ビーム軌道補正用電磁石が配設されていることを特徴とする、請求項5～7のいずれかに記載の電子加速器。

9. 前記第1の電子ビーム軌道補正用電磁石が、前記セプタム電磁石又は収束レンズに対して、電子ビーム位相空間において $\pi/2$ ラジアン遅れる位置に配設されていることを特徴とする、請求項8に記載の電子加速器。

10. 前記強収束用電磁石の電子ビーム入射部の近傍に、第2の電子ビーム軌道補正用電磁石が配置され、第2の電子ビーム軌道補正用電磁石が、前記第1

の電子ビーム軌道補正用電磁石とともに、電子ビームの軌道を調整することを特徴とする、請求項 5～8 のいずれかに記載の電子加速器。

11. 前記第 1 及び第 2 の電子ビーム軌道補正用電磁石が、電子ビーム位相空間において $n\pi$ ラジアン（ここで n は、整数）の関係となる位置に配設されることを特徴とする、請求項 10 に記載の電子加速器。

12. 前記強収束用電磁石を構成する電磁石の巻線部が分割巻線構造であり、該分割巻線部のそれぞれの電流が、所定の磁場分布となるように駆動制御されることを特徴とする、請求項 5 に記載の電子加速器。

13. 真空容器と、

この真空容器内または真空容器外に配設される電磁石と、

上記真空容器へ電子ビームを入射させる電子ビーム入射部と、

上記電子ビームを加速する加速装置と、

上記真空容器内の加速された電子ビーム取り出し用電磁石と、

上記真空容器から加速された電子ビームを輸送する電子ビーム輸送部と、

を備えた固定磁場型強収束電子加速器であって、

上記電磁石が強収束電磁石であり、この強収束電磁石が、集束電磁石及び該集束電磁石の両側に設けられた発散電磁石からなる強収束電磁石でなるか、または、集束電磁石及び該集束電磁石の両側に設けられた発散部からなり、

上記強収束用電磁石を構成する電磁石の巻線部が分割巻線構造であり、該分割巻線部のそれぞれの電流が、所定の磁場分布となるように駆動制御されることを特徴とする、電子加速器。

14. 前記分割巻線部の各部の電流が、各巻線部に並列に接続される抵抗により制御されることを特徴とする、請求項 13 に記載の電子加速器。

15. 前記分割巻線部の各部の電流が、各巻線部に接続される電流源により

制御されることを特徴とする、請求項 1 3 に記載の電子加速器。

16. 電子線又はX線を選択可能に発生させる電子加速器と、照射ヘッドと、支持部と、被治療者を載せる治療台と、から構成されている放射線治療装置であって、

上記加速器が固定磁場型強収束電子加速器であることを特徴とする、電子加速器を用いた放射線治療装置。

17. 電子線又はX線を選択可能に発生させる加速器と、照射ヘッドと、支持部と、被治療者を載せる治療台と、から構成されている放射線治療装置であって、

上記電子加速器が、請求項 1 ～ 15 のいずれかに記載の電子加速器からなることを特徴とする、電子加速器を用いた放射線治療装置。

図 1

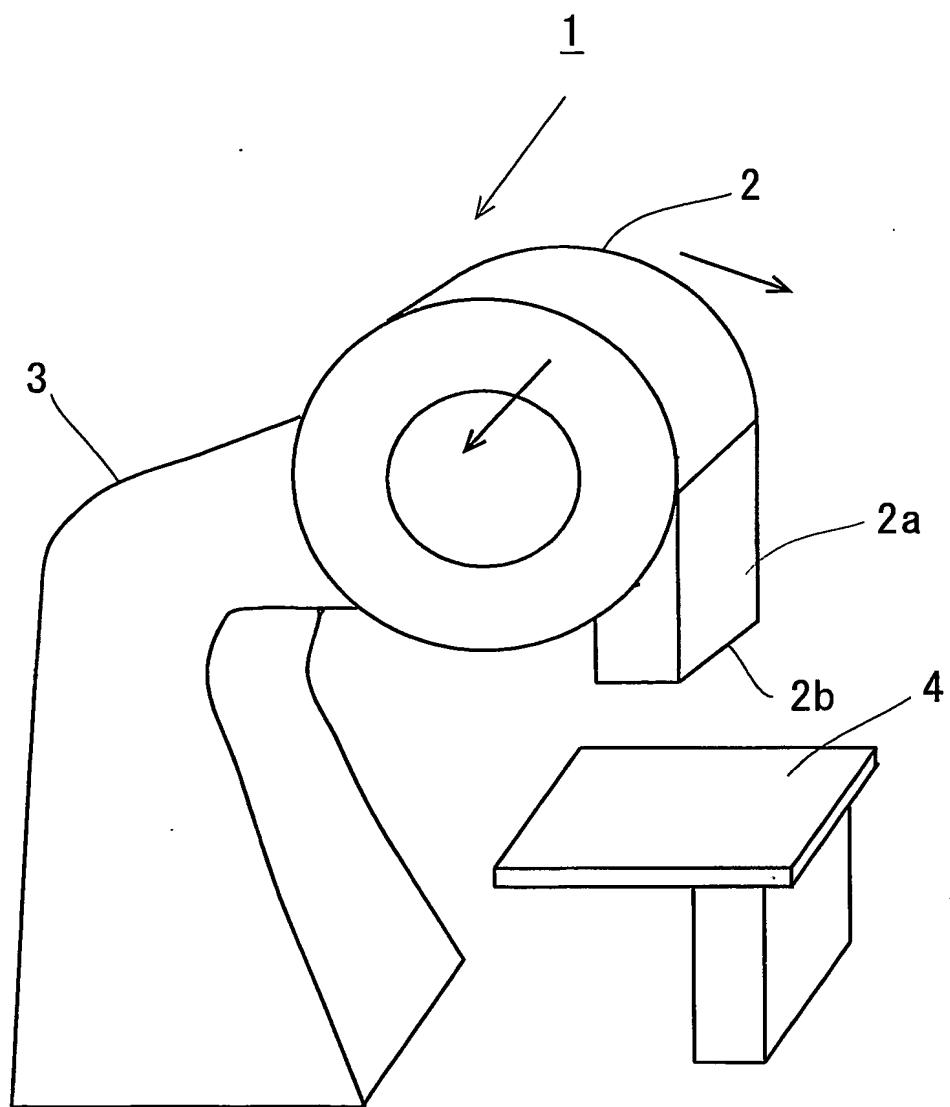


図 2

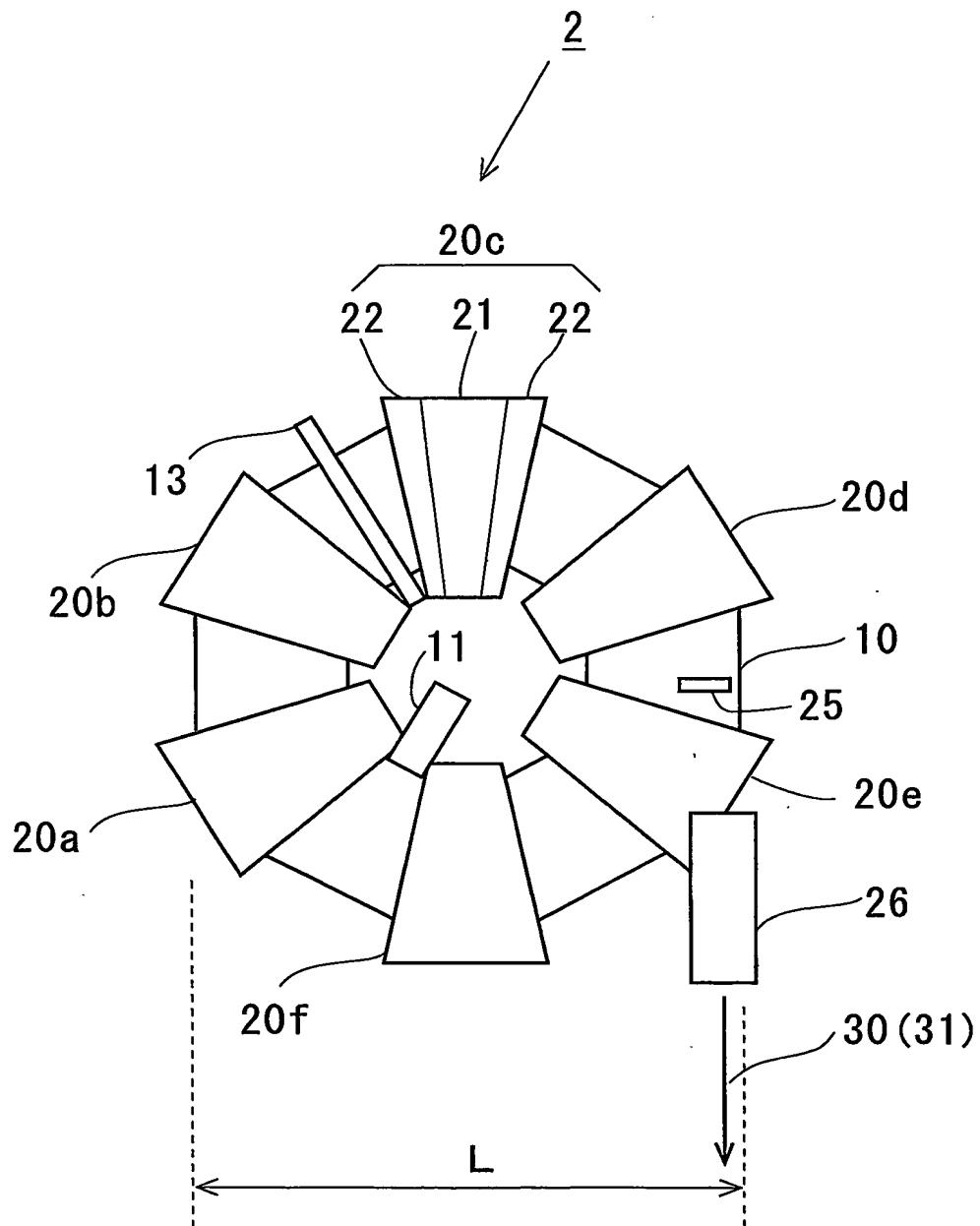


図 3

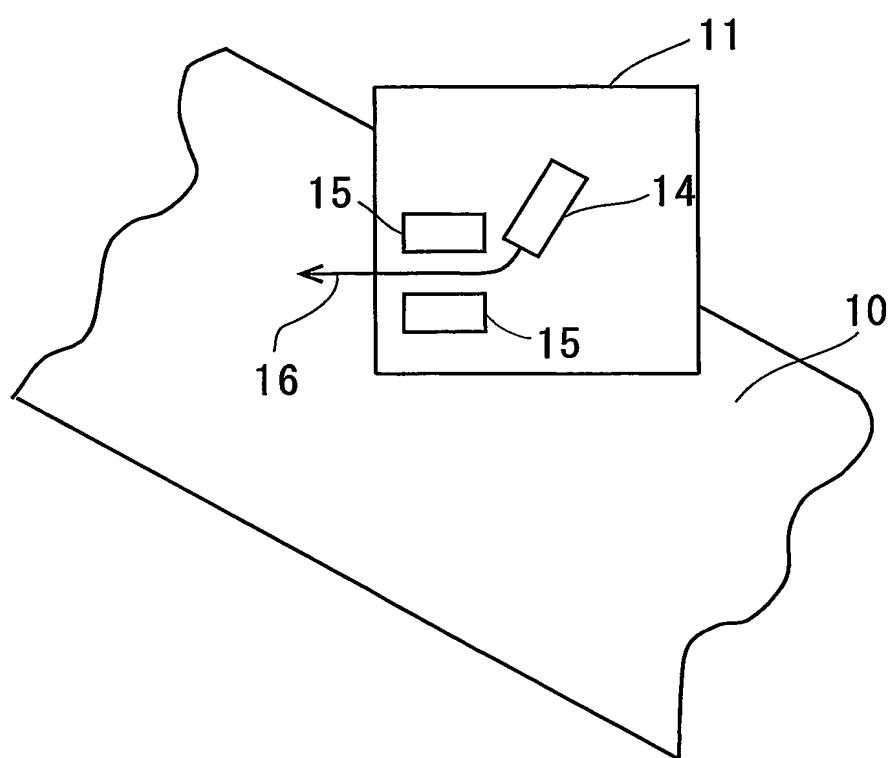


図 4

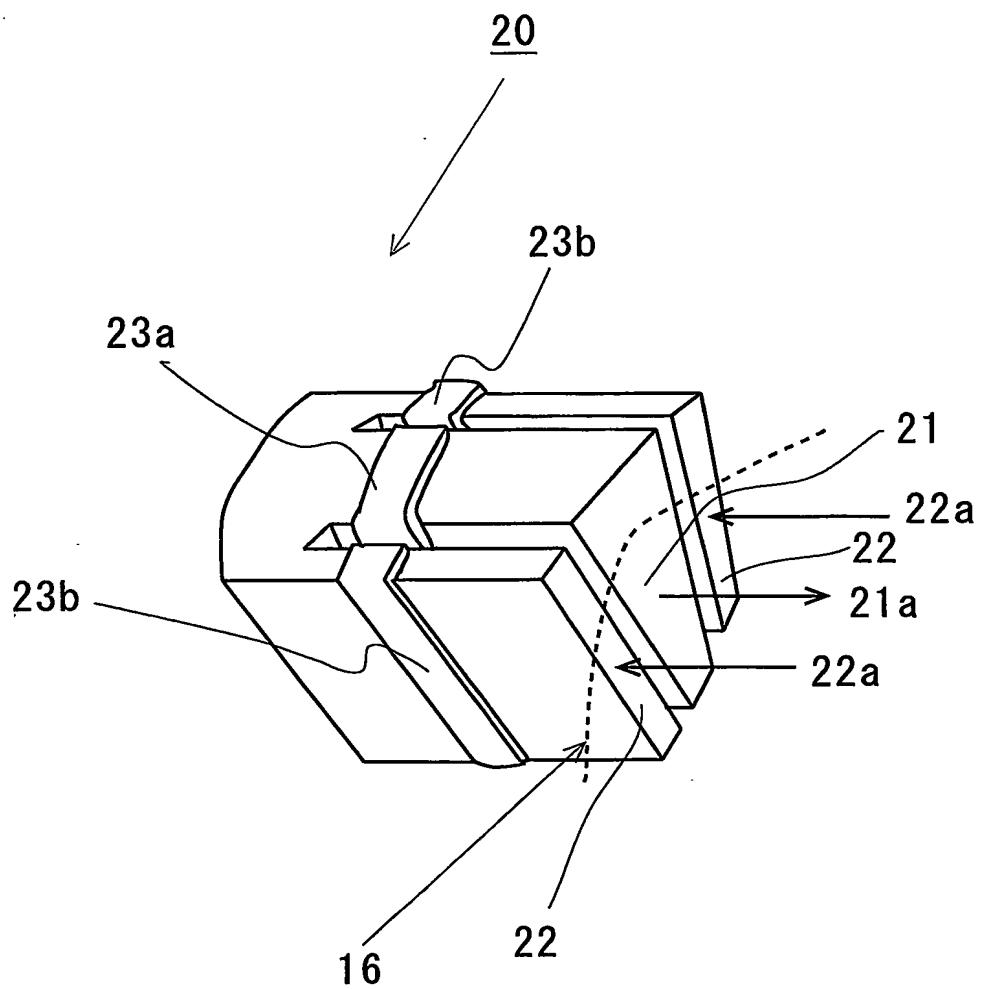


図 5

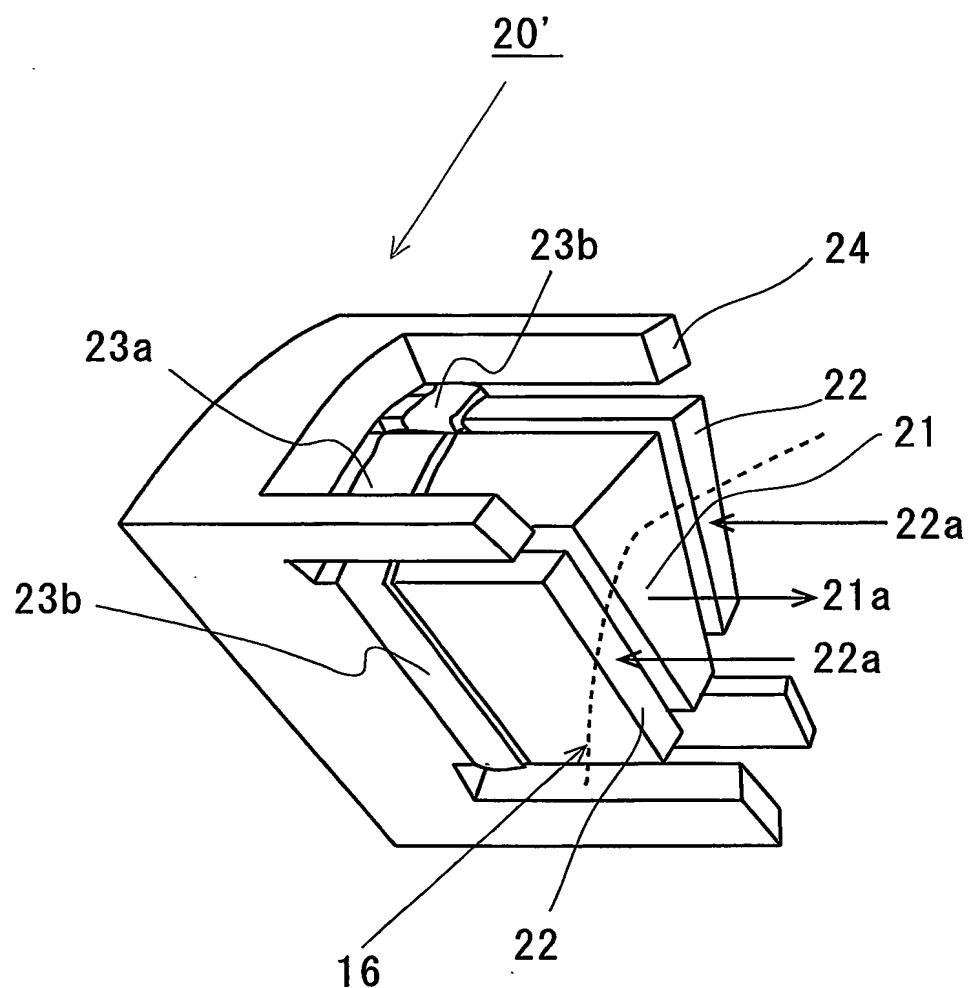


図 6

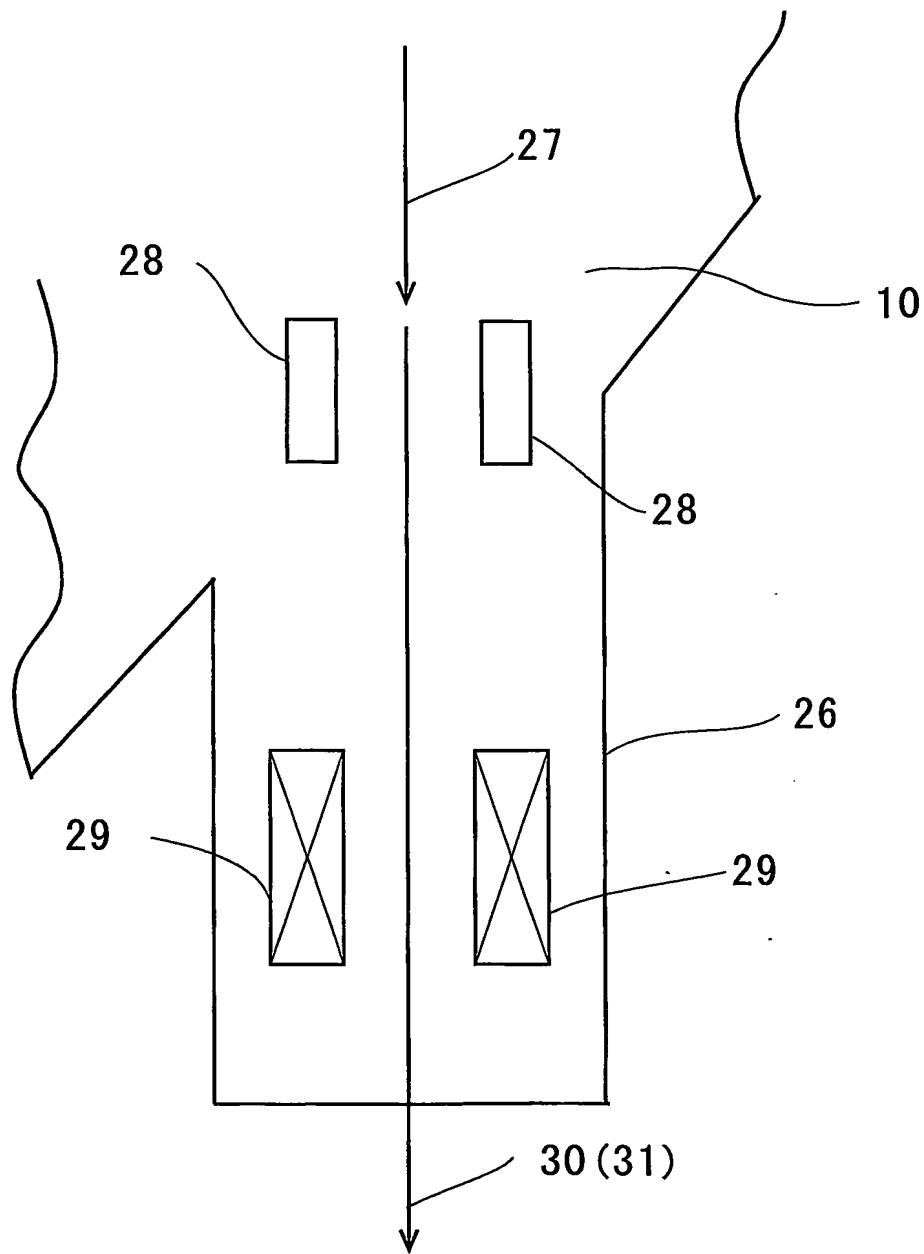


図 7

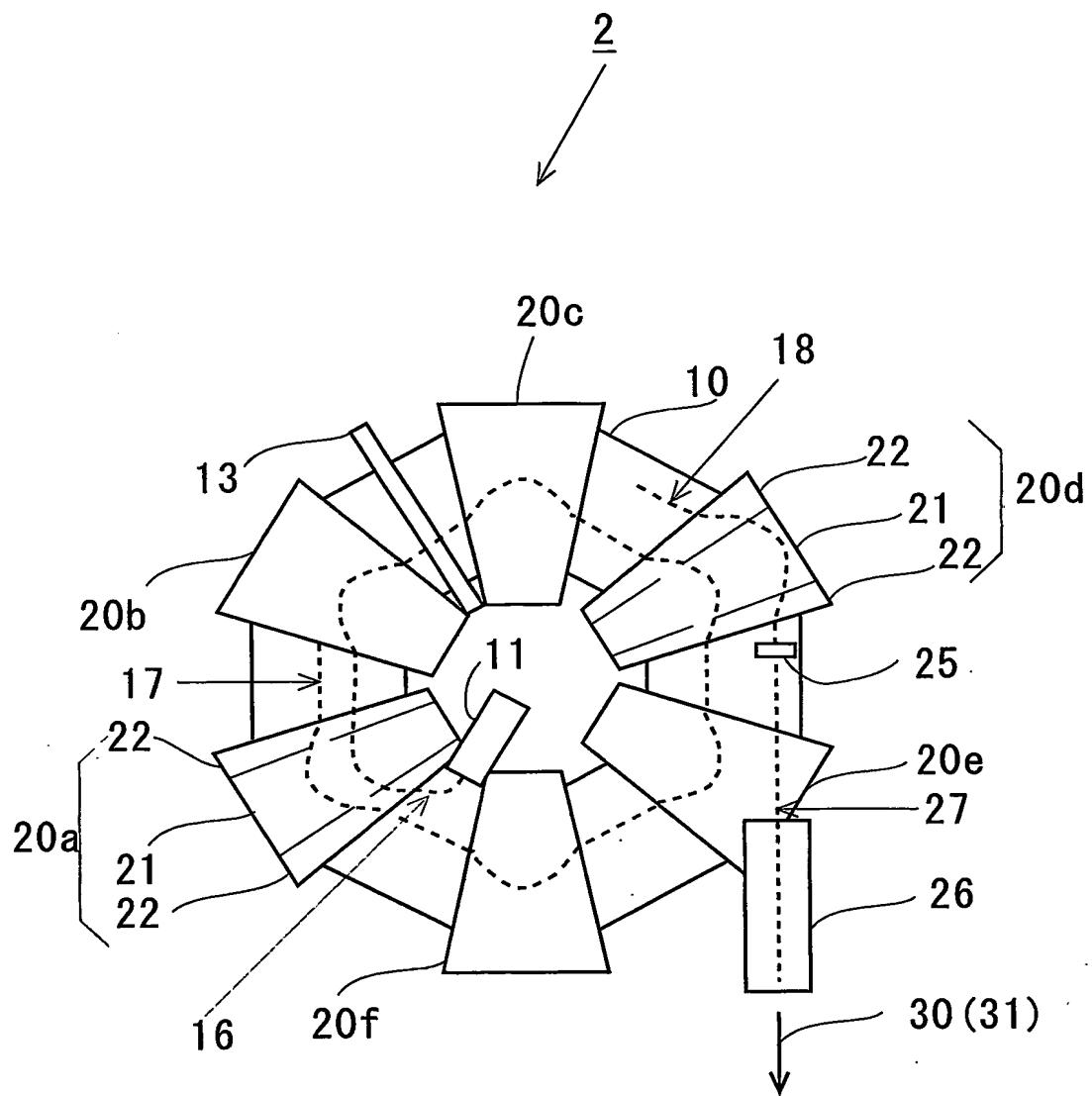


図 8

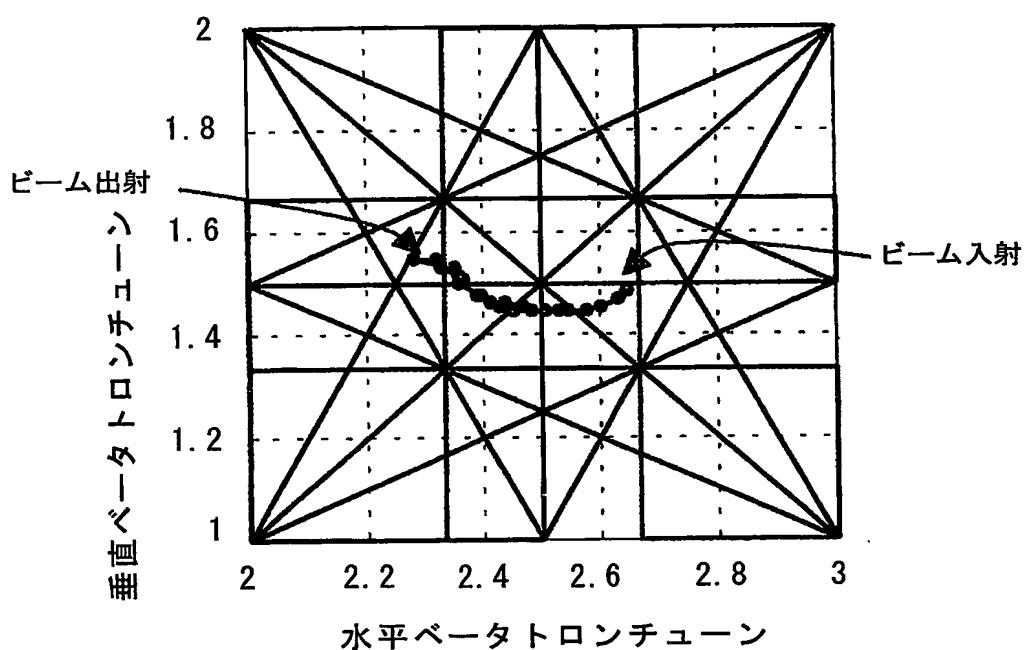


図 9

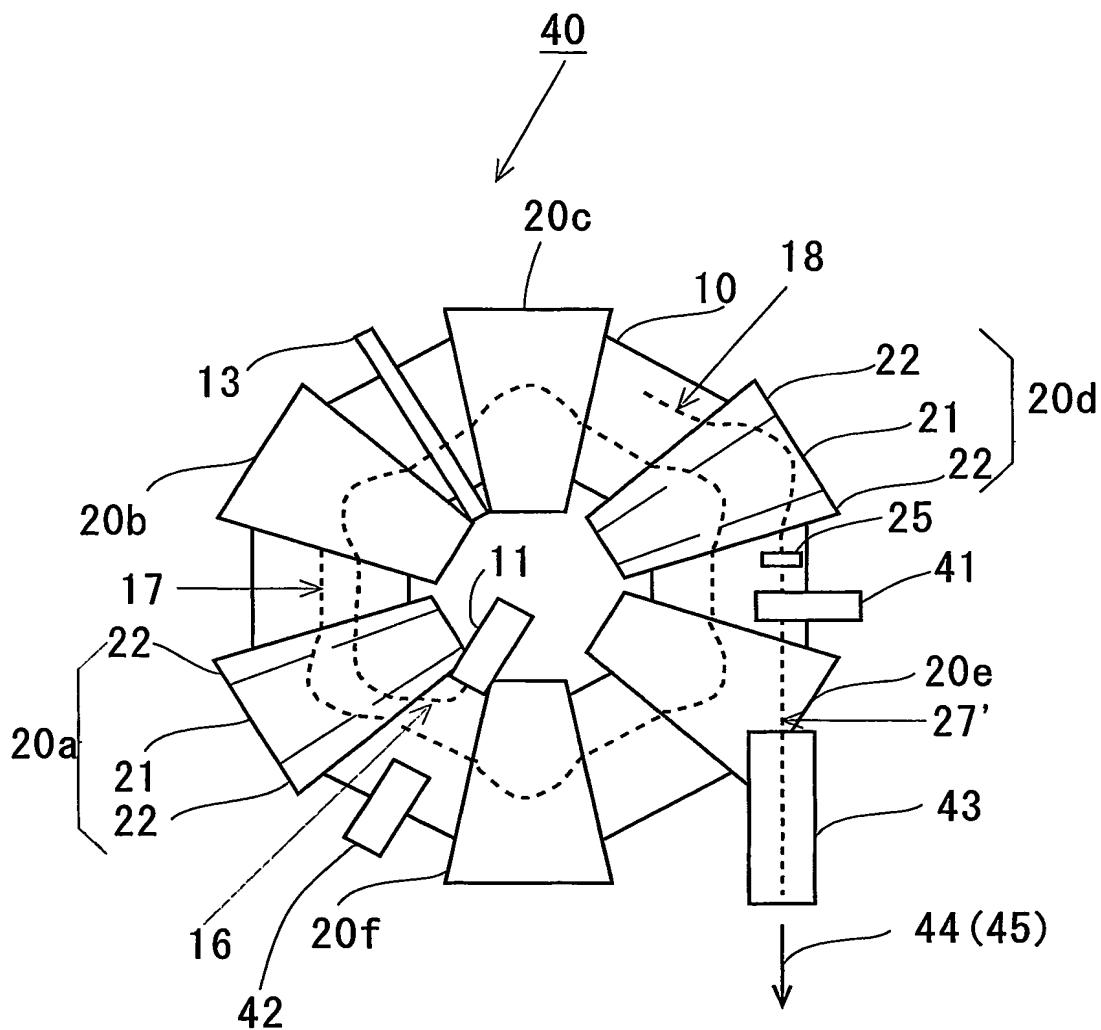


図 10

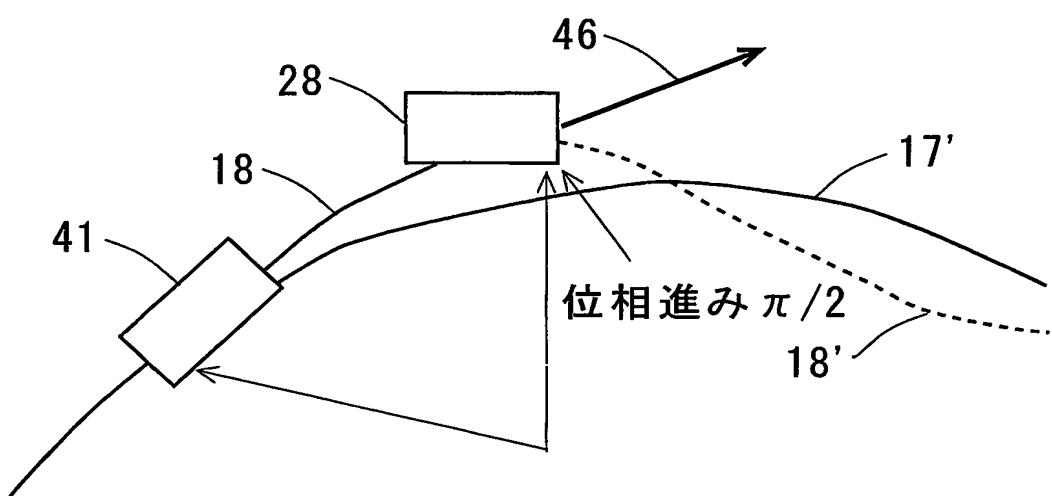


図 1 1

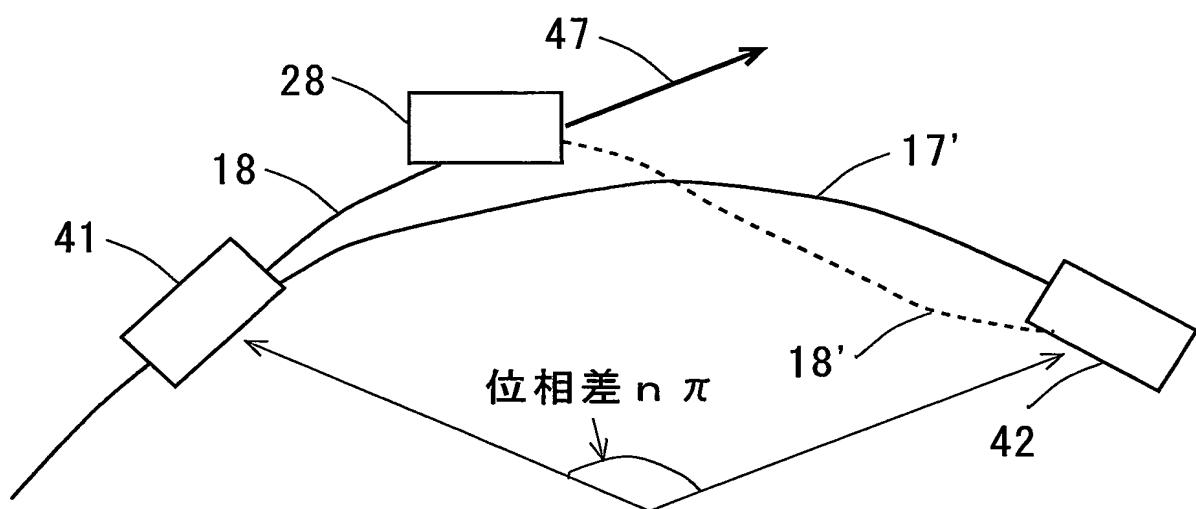


図 1 2

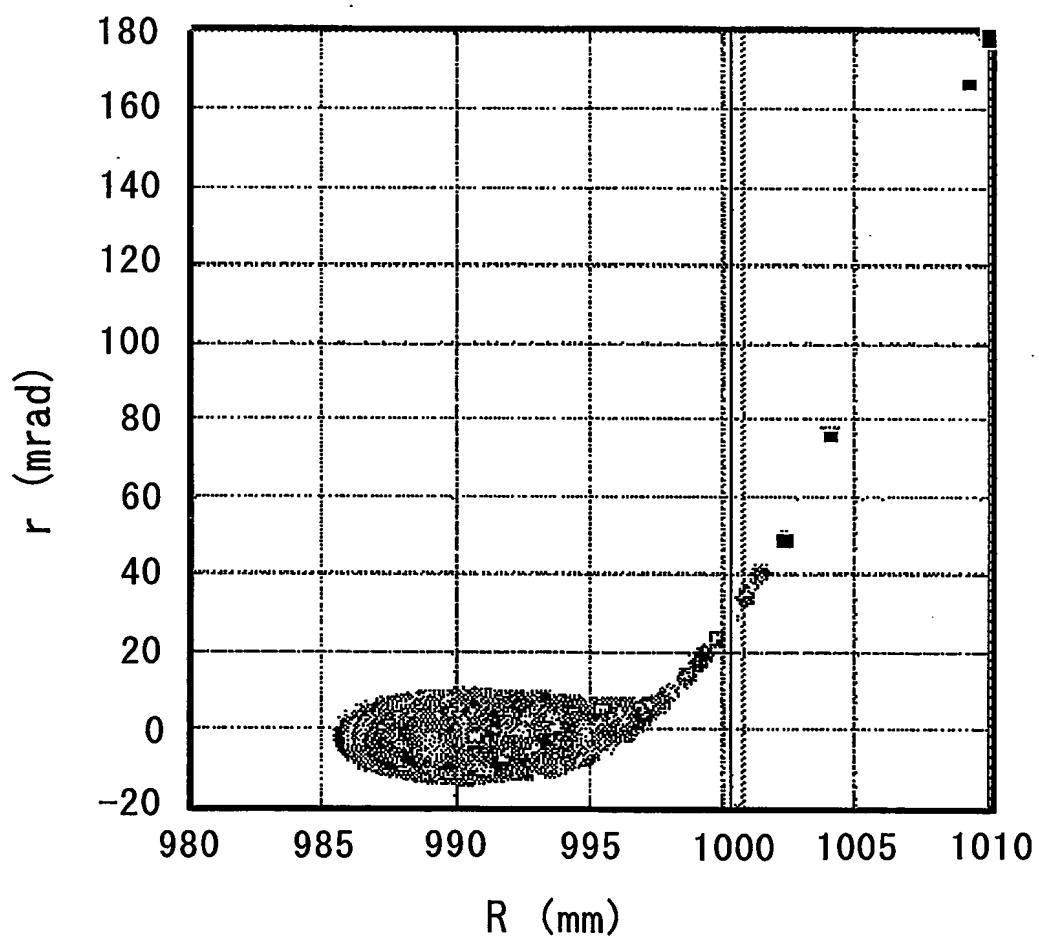


図 1 3

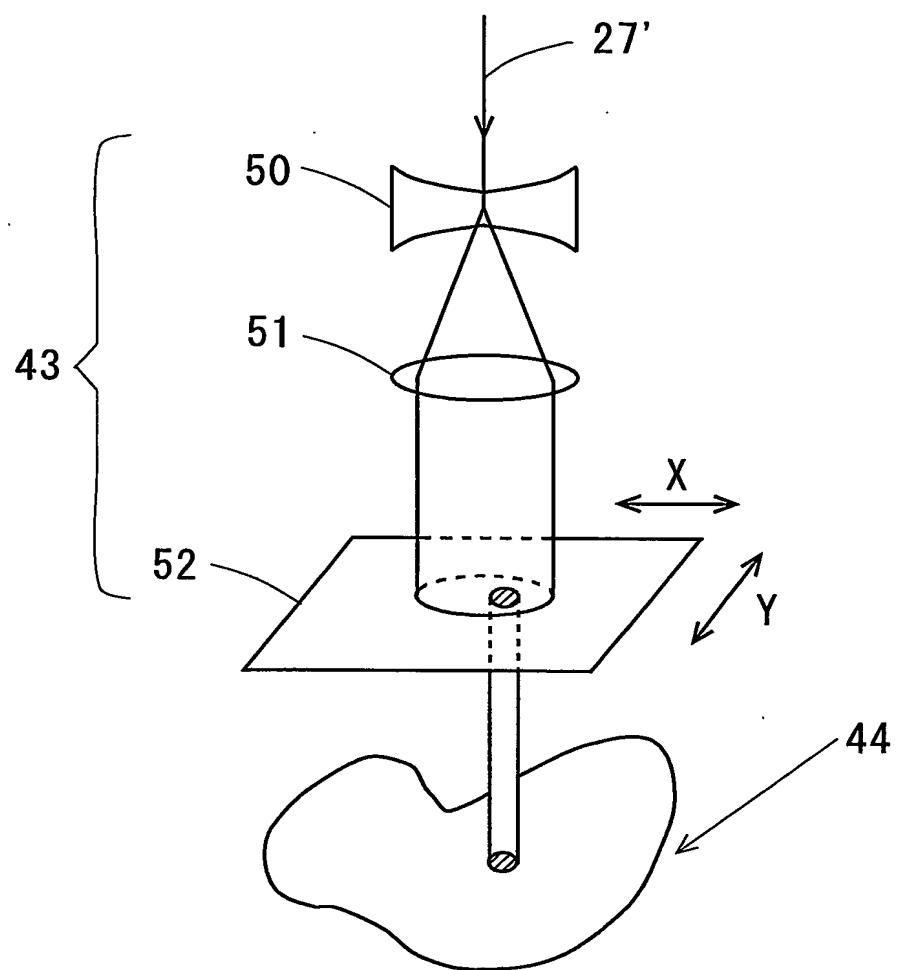


図 1 4

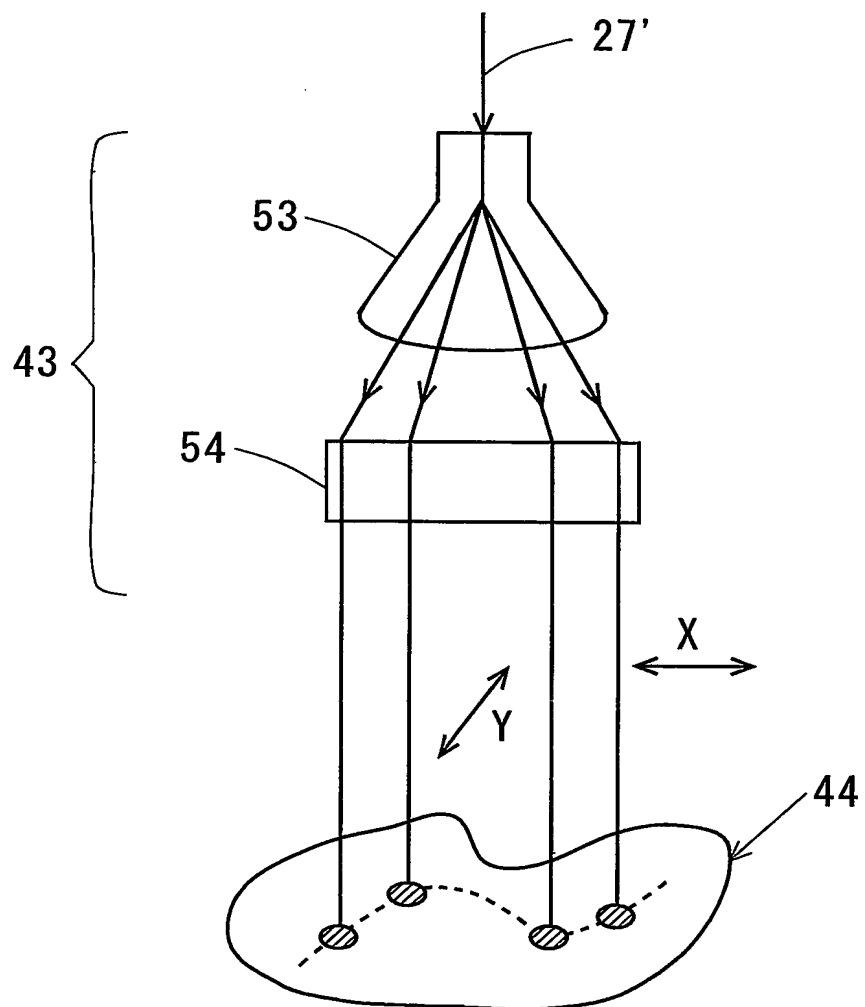


図 1 5

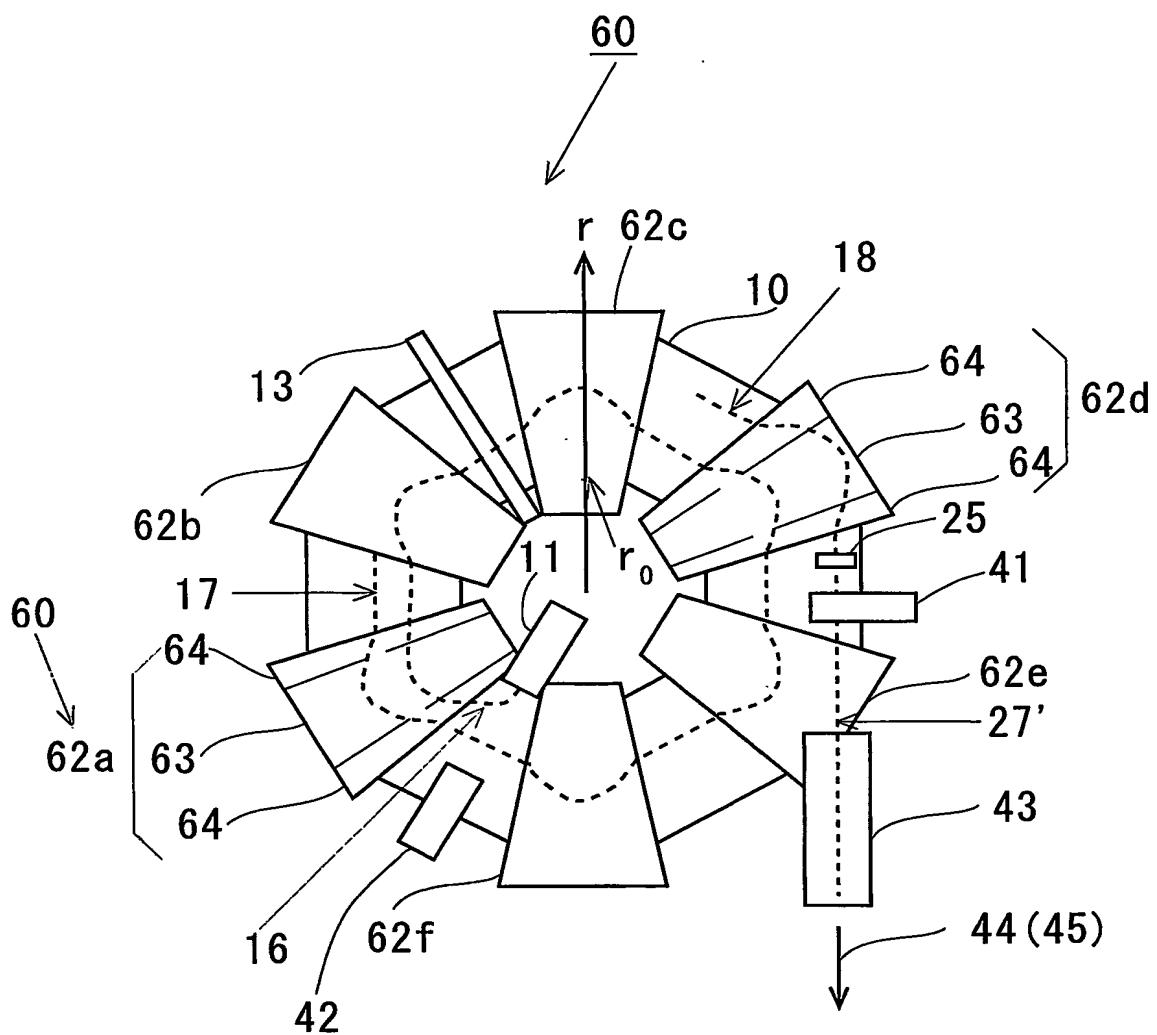


図 1 6

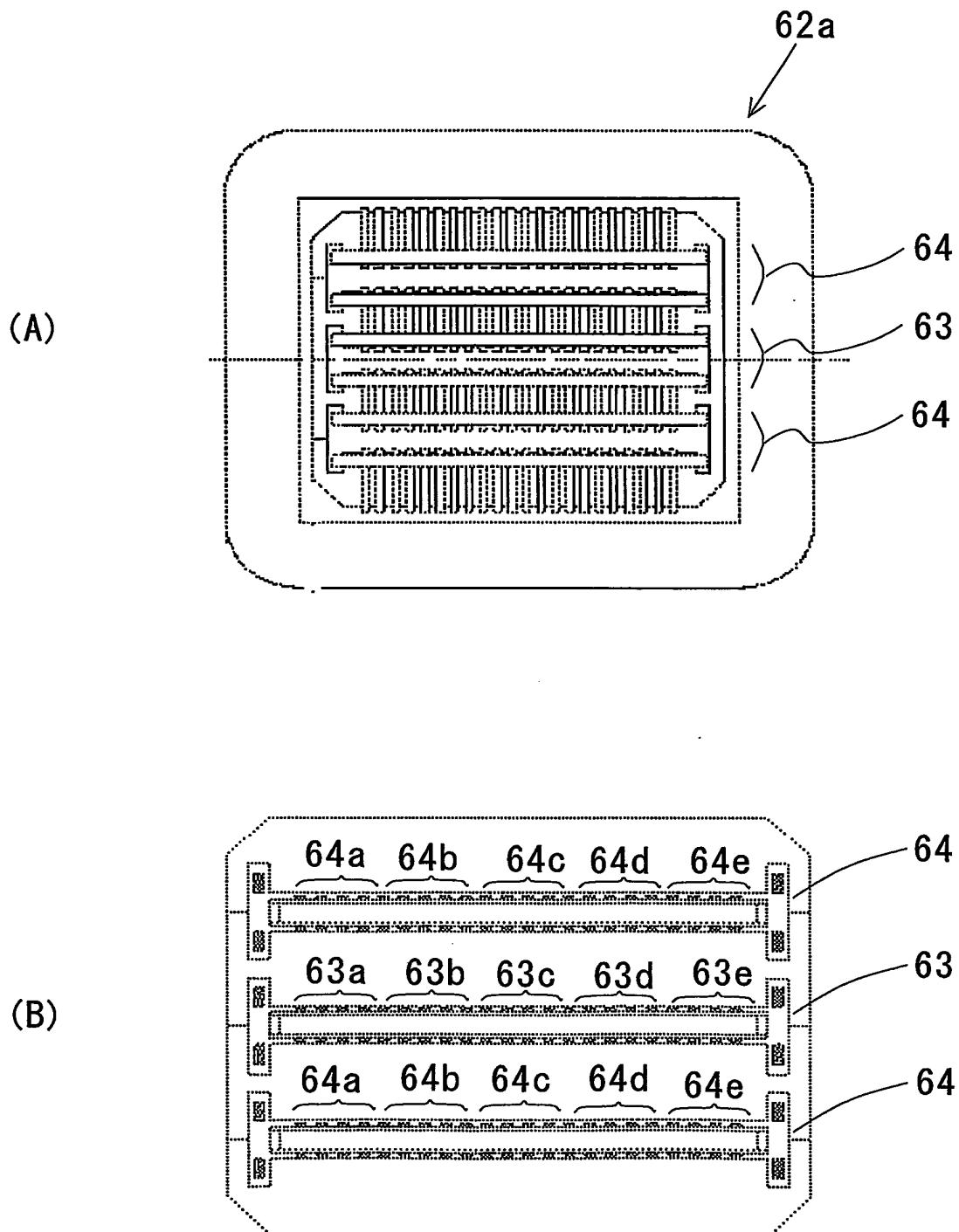


図 1 7

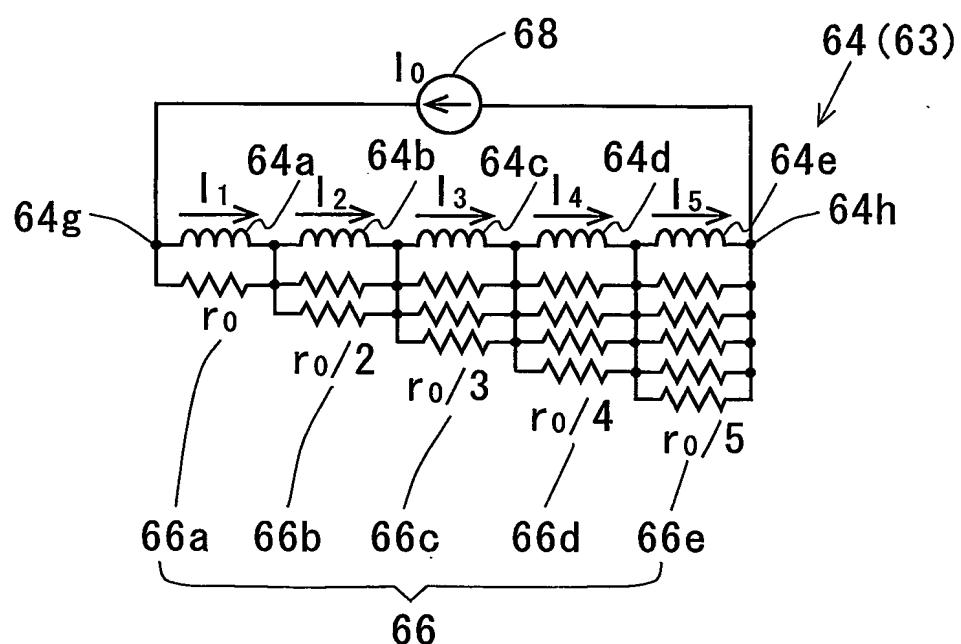


図 18

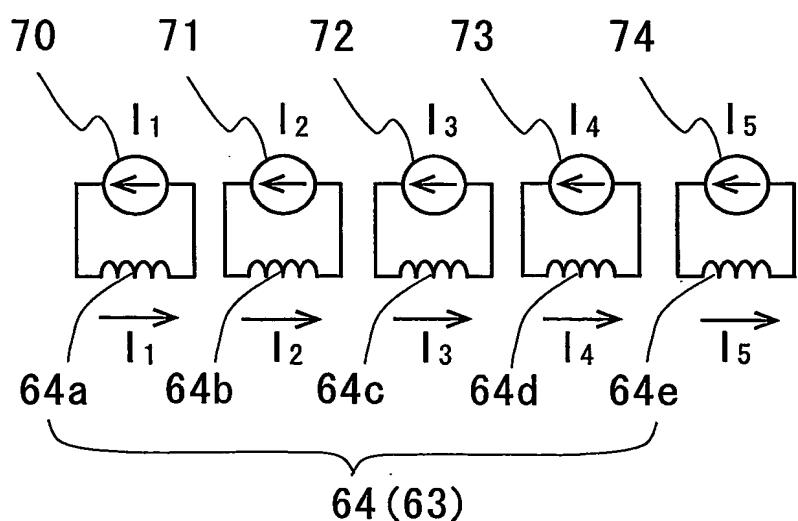


図 1 9

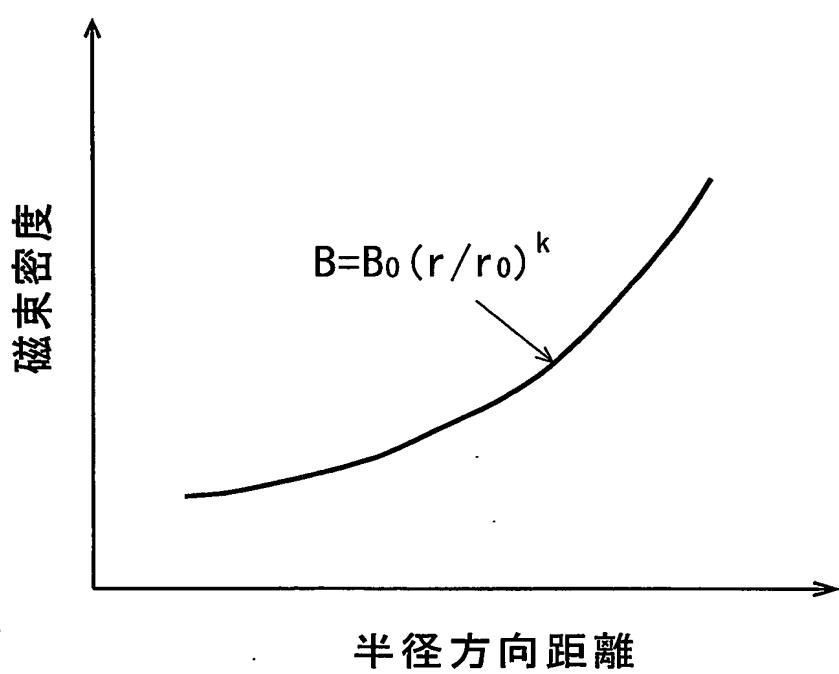
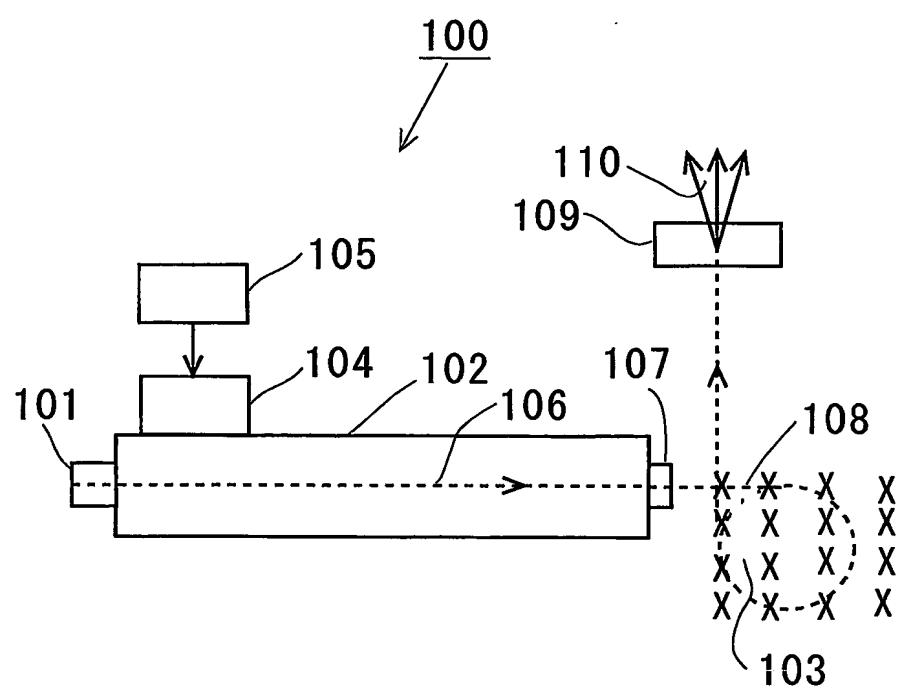


図 20



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

H660 P01/PTO

25 APR 2005

International application No.
PCT/JP03/13656A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
Int.Cl⁷ H05H13/08, A61N5/10

10/532735

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
Int.Cl⁷ H05H13/08, A61N5/10Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched
Jitsuyo Shinan Koho 1926-1996 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2004
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2004 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2004

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	Y. Mori, "FFAG(Fixed-field Alternating Gradient) Proton Synchrotron", The 12th Symposium on Accelerator Science and Technology, Wako, Japan, 1999, pages 81 to 83	1-17
Y	Yuzuru NAKANO, KEN FFAG Group KEK, 150MeV Fixed Field Alternating Gradient(FFAG) Accelerator, 2002 September, Genshikaku Kenkyu, Vol.47, No.4, pages 91 to 101	1-17
Y	F.T. Cole, "Electron Model Fixed Field Alternating Gradient Accelerator", THE REVIEW OF SCIENTIFIC INSTRUMENTS, Vol.28, No.6, 1957 June	1-17

 Further documents are listed in the continuation of Box C. See patent family annex.

Special categories of cited documents:	
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"E" earlier document but published on or after the international filing date	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"I" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	"&" document member of the same patent family
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	

Date of the actual completion of the international search 12 February, 2004 (12.02.04)	Date of mailing of the international search report 02 March, 2004 (02.03.04)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office	Authorized officer
Facsimile No.	Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP03/13656

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 5471516 A (Varian Associates, Inc.), 28 November, 1995 (28.11.95), Claims & JP 8-206103 A & GB 2293917 A & FR 2725357 A1	1-4, 6, 7, 16, 17
Y	JP 6-54917 A (NEC Corp.), 01 March, 1994 (01.03.94), Claims (Family: none)	1-4, 6, 7, 16, 17
Y	JP 2-98952 U (NEC Corp.), 07 August, 1990 (07.08.90), Claims (Family: none)	1-4, 6, 7, 16, 17
Y	JP 7-320680 A (Nissin-High Voltage Co., Ltd.), 08 December, 1995 (08.12.95), Claims (Family: none)	3, 5-12
Y	JP 2002-217000 A (Hitachi, Ltd.), 02 August, 2002 (02.08.02), Prior art (Family: none)	8-11
Y	JP 2002-184600 A (Sumitomo Heavy Industries, Ltd.), 28 June, 2002 (28.06.02), Claims (Family: none)	8-11
Y	JP 2002-141198 A (Sumitomo Heavy Industries, Ltd.), 17 May, 2002 (17.05.02), Claims (Family: none)	8-11
Y	JP 2-201898 A (Mitsubishi Electric Corp.), 10 August, 1990 (10.08.90), Claims (Family: none)	13-15
Y	JP 8-148327 A (Hitachi, Ltd.), 07 June, 1996 (07.06.96), Claims (Family: none)	13-15
Y	JP 2000-82599 A (Mitsubishi Electric Corp.), 21 March, 2000 (21.03.00), Claims (Family: none)	13-15

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP03/13656

Box I Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

2. Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box II Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

The inventions of claims 1-4 relate to a modification of a known FFAG apparatus, capable of selecting an electron beam or X-ray radiation.

The inventions of claims 5-12 relate to scanning of an electron beam of a known FFAG apparatus.

The inventions of claims 13-15 relate to a part-winding structure of the winding section of an electromagnet of a known FFAG apparatus.

The inventions of claims 16, 17 relate to a known FFAG apparatus.

1. As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.

2. As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.

3. As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

4. No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

The additional search fees were accompanied by the applicant's protest.

No protest accompanied the payment of additional search fees.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. C17 H05H13/08, A61N5/10

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int. C17 H05H13/08, A61N5/10

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1926-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2004年
日本国登録実用新案公報	1994-2004年
日本国実用新案登録公報	1996-2004年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y	Y. Mori, "FFAG (Fixed-field Alternating Gradient) Proton Synchrotron", The 12th Symposium on Accelerator Science and Technology, Wako, Japan, 1999年, p. 81-83	1-17
Y	中野 譲及びKEN FFAG グループ KEK, 150MeV Fixed Field Alternating Gradient (FFAG) Accelerator, 2002年9月, 原子核研究 Vol. 47 No. 4, p. 91-101	1-17

 C欄の続きにも文献が列挙されている。 パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)
 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

12.02.2004

国際調査報告の発送日

02.3.2004

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/JP)
郵便番号 100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許序審査官 (権限のある職員)

大熊 靖夫

2M 9710

電話番号 03-3581-1101 内線 6499

C (続き) 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y	F. T. Cole, "Electron Model Fixed Field Alternating Gradient Accelerator", THE REVIEW OF SCIENTIFIC INSTRUMENTS, VOLUME 28, NUMBER 6, 1957年6月	1-17
Y	U S 5 4 7 1 5 1 6 A (Varian Associates, Inc.) 1 9 9 5. 1 1. 2 8, claims & J P 8-2 0 6 1 0 3 A & G B 2 2 9 3 9 1 7 A & F R 2 7 2 5 3 5 7 A 1	1-4, 6, 7, 16, 17
Y	J P 6-5 4 9 1 7 A (日本電気株式会社) 1 9 9 4. 0 3. 0 1 特許請求の範囲 (ファミリーなし)	1-4, 6, 7, 16, 17
Y	J P 2-9 8 9 5 2 U (日本電気株式会社) 1 9 9 0. 0 8. 0 7 実用新案登録請求の範囲 (ファミリーなし)	1-4, 6, 7, 16, 17
Y	J P 7-3 2 0 6 8 0 A (日新ハイボルテージ株式会社) 1 9 9 5. 1 2. 0 8 特許請求の範囲 (ファミリーなし)	3, 5-12
Y	J P 2 0 0 2 - 2 1 7 0 0 0 A (株式会社日立製作所) 2 0 0 2. 0 8. 0 2 従来の技術 (ファミリーなし)	8-11
Y	J P 2 0 0 2 - 1 8 4 6 0 0 A (住友重機械工業株式会社) 2 0 0 2. 0 6. 2 8 特許請求の範囲 (ファミリーなし)	8-11
Y	J P 2 0 0 2 - 1 4 1 1 9 8 A (住友重機械工業株式会社) 2 0 0 2. 0 5. 1 7 特許請求の範囲 (ファミリーなし)	8-11
Y	J P 2-2 0 1 8 9 8 A (三菱電機株式会社) 1 9 9 0. 0 8. 1 0 特許請求の範囲 (ファミリーなし)	13-15
Y	J P 8-1 4 8 3 2 7 A (株式会社日立製作所) 1 9 9 6. 0 6. 0 7 特許請求の範囲 (ファミリーなし)	13-15
Y	J P 2 0 0 0 - 8 2 5 9 9 A (三菱電機株式会社) 2 0 0 0. 0 3. 2 1 特許請求の範囲 (ファミリーなし)	13-15

第I欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第1ページの2の続き）

法第8条第3項（PCT17条(2)(a)）の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. 請求の範囲 _____ は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。
つまり、
2. 請求の範囲 _____ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3. 請求の範囲 _____ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第II欄 発明の単一性が欠如しているときの意見（第1ページの3の続き）

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるとこの国際調査機関は認めた。

請求の範囲1-4は、公知のFFAG装置において、電子ビームとX線を選択可能にしたものである。
請求の範囲5-12は、公知のFFAG装置における電子ビーム走査に関するものである。
請求の範囲13-15は、公知のFFAG装置において、電磁石の巻線部を分割巻線構造にしたものである。
請求の範囲16, 17は、公知のFFAG装置に関するものである。

1. 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求の範囲について作成した。
2. 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求の範囲について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求の範囲のみについて作成した。
4. 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求の範囲について作成した。

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあった。
 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがなかった。